

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-182680

(43)公開日 平成8年(1996)7月16日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

片内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 8/08

G 0 1 B 17/00

G 0 1 N 29/00

G 0 1 S 15/89

C

8907-2F

G 0 1 S 15/ 89

B

審査請求 未請求 請求項の数49 O L (全 38 頁)

(21)出願番号 特願平6-327934

(22)出願日 平成6年(1994)12月28日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 嶺 喜隆

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(72)発明者 辻野 弘行

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(72)発明者 平間 信

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

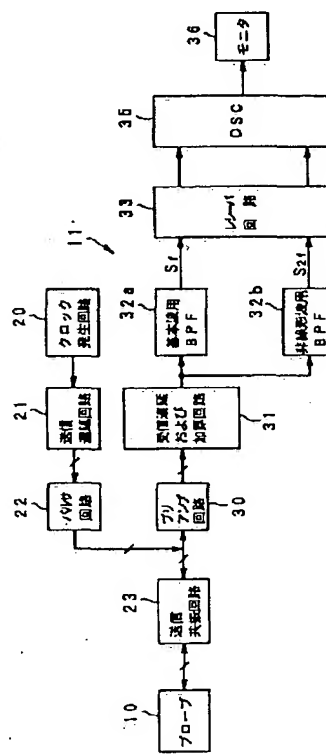
(74)代理人 弁理士 波多野 久 (外1名)

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【目的】周囲からの組織エコーの影響が大きい部位（心筋、臓器実質など）でも、静脈注入によるコントラストエコー法を容易に実施して、造影剤輝度増強像を的確に得る。

【構成】超音波および電気量の信号を互いに双方向に変換可能なプローブ（10）と、基本波成分に対する非基本波成分のレベルを減少させて実質的にその基本波成分の励振周波数から成る電気量の駆動パルス信号を前記プローブに与える送信手段（20～23）と、前記プローブ（10）から出力される電気量のエコー信号を受信して該エコー信号から前記基本波成分および非基本波成分に関する画像データを生成する受信処理手段と、その画像データを表示する表示手段（35、36）と、を備える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波および電気量の信号を互いに双方向に変換可能なプローブと、基本波成分に対する非基本波成分のレベルを減少させて実質的にその基本波成分の励振周波数から成る電気量の駆動パルス信号を前記プローブに与える送信手段と、前記プローブから出力される電気量のエコー信号を受信して該エコー信号から前記基本波成分および非基本波成分に関する画像データを生成する受信処理手段と、その画像データを表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記基本波成分は 1 つの基本波周波数から成り、前記非基本波成分はその基本波成分の高調波成分、分調波成分、および超調波成分の内の少なくとも 1 成分から成る請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記非基本波成分は、前記基本波成分の二次高調波成分である請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記送信手段は、前記非基本波成分を意図的に抑圧する抑圧手段を備えた請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記抑圧手段は、前記駆動パルス信号の基本波成分のみを通過させる送信系フィルタ、前記非基本波成分をカットする送信系ノッチフィルタ、または送信時にのみ共振状態となり前記駆動パルス信号の基本波成分のみを通過させる送信共振回路を有する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記プローブは複数の振動子を配列したフェーズド・アレイ・タイプのプローブである請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記プローブの全振動子は前記基本波成分および非基本波成分の両方に送受信感度を有し、前記抑圧手段は前記全振動子に接続されるとともに、前記受信処理手段は、前記エコー信号を受信するプリアンプ回路と、このプリアンプ回路に接続された受信遅延・加算回路と、この受信遅延・加算回路に接続されかつ前記基本波成分を抽出する第 1 のフィルタおよび前記非基本波成分を抽出する第 2 のフィルタとを備える請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記抑圧手段は前記送信手段の一部を成すパルサ回路と前記プローブとの間に介挿されるとともに、少なくとも受信時に前記送信系フィルタ、送信系ノッチフィルタ、または送信共振回路をバイパスする受信経路を形成する切換回路を備え、前記受信処理手段は前記抑圧手段とパルサ回路との間に接続されたプリアンプ回路を有する請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 前記プローブは複数の振動子を配列したフェーズド・アレイ・タイプのプローブであり、この複数の振動子はその送受信に関する役割として 2 つの振動子グループに分けられている請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 前記プローブの全振動子は前記基本波

成分および非基本波成分の両方に送受信感度を有し、前記抑圧手段は前記一方の振動子グループの振動子に接続されるとともに、

前記受信処理手段は、前記一方の振動子グループの振動子からのエコー信号を受信する第 1 のプリアンプ回路と、この第 1 のプリアンプ回路に接続された第 1 の受信遅延回路と、この第 1 の受信遅延回路に接続されかつ前記基本波成分を抽出する第 1 のフィルタと、前記他方の振動子グループの振動子からのエコー信号を受信する第 2 のプリアンプ回路と、この第 2 のプリアンプ回路に接続された第 2 の受信遅延回路と、この第 2 の受信遅延回路に接続されかつ前記非基本波成分を抽出する第 2 のフィルタとを備える請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記プローブの全振動子は前記基本波成分および非基本波成分の両方に送受信感度を有し、前記抑圧手段は前記一方の振動子グループの振動子に接続されるとともに、前記受信処理手段は、前記他方の振動子グループの振動子に接続されたプリアンプ回路、このプリアンプ回路に接続された受信遅延・加算回路と、この受信遅延・加算回路に接続されかつ前記基本波成分を抽出する第 1 のフィルタおよび前記非基本波成分を抽出する第 2 のフィルタとを備える請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 前記プローブの全振動子は前記基本波成分および非基本波成分の両方に送受信感度を有し、前記抑圧手段は前記一方の振動子グループの振動子に接続されるとともに、

前記受信処理手段は、前記一方の振動子グループおよび前記他方の振動子グループの振動子からのエコー信号をチャンネル毎に受信するプリアンプ回路と、このプリアンプ回路に接続された受信遅延加算回路と、この受信遅延加算回路に接続されかつ前記基本波成分を抽出する第 1 のフィルタおよび前記非基本波成分を抽出する第 2 のフィルタとを備える請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】 前記受信処理手段は、前記第 1 および第 2 のフィルタにより抽出された基本波成分および非基本波成分を個別に B モード像の画像データに加工するレシーバ回路と、前記基本波成分の画像データと前記非基本波成分の画像データとを重畳してモニタ表示用の前記画像データを生成するコンバータとを備える請求項 7、10、11 または 12 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】 前記送信手段は、前記抑圧手段を兼ねる送信用のパルサ回路を備え、このパルサ回路はデュティ比 50 % の前記駆動パルス信号を発生する回路構成を含む請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】 前記送信手段は、前記抑圧手段を兼ねる送信用のパルサ回路を備え、このパルサ回路は A 級動作で前記駆動パルス信号を発生する回路構成を含む請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】 前記一方の振動子グループの振動子は

前記基本波成分のみに対して感度を有し、この振動子に前記送信手段が接続された請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】 前記他方の振動子グループの振動子は前記基本波成分および非基本波成分の両方に感度を有するとともに、

前記受信処理手段は、前記他方の振動子グループの振動子に接続されたプリアンプ回路と、このプリアンプ回路に接続された受信遅延加算回路と、この受信遅延加算回路に接続されかつ前記基本波成分を抽出する第 1 のフィルタおよび前記非基本波成分を抽出する第 2 のフィルタとを備える請求項 1 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】 前記他方の振動子グループの振動子は前記非基本波成分のみに対して感度を有するとともに、

前記受信処理手段は、前記一方の振動子グループの振動子に接続された第 1 のプリアンプ回路と、この第 1 のプリアンプ回路に接続された第 1 の受信遅延加算回路と、前記他方の振動子グループの振動子に接続された第 2 のプリアンプ回路と、この第 2 のプリアンプ回路に接続された第 2 の受信遅延加算回路とを備える請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 9】 前記基本波成分は複数の異なる基本周波数から成り、前記非基本波成分は、それらの基本周波数間または基本周波数の高調波成分の和もしくは差の周波数成分のうちの少なくとも一成分から成る請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 0】 前記複数の異なる基本周波数の数は 2 つであり、前記非基本波成分は前記高調波成分の差あるいは和である請求項 1 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 1】 前記送信手段は、前記非基本波成分を意図的に抑圧する抑圧手段を備えた請求項 2 0 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 2】 前記抑圧手段は、前記駆動パルス信号の 2 つの基本波成分のみを通過させる送信系フィルタ、前記非基本波成分をカットする送信系ノッチフィルタ、または送信時にのみ共振状態となり前記駆動パルス信号の 2 つの基本波成分のみを通過させる送信共振回路を有する請求項 2 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 3】 前記ブローブは、前記基本波成分および非基本波成分の両方に感度を有する複数の振動子を配列したフェーズド・アレイ・タイプ of ブローブであり、かつこの複数の振動子はその送受信に関する役割として 2 つの振動子グループに分けられている請求項 2 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 4】 前記 2 つの振動子グループの各々に対応して前記抑圧手段が設けられている請求項 2 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 5】 前記受信処理手段は、前記一方及び他方の振動子グループの各振動子からのエコー信号を受信するプリアンプ回路と、このプリアンプ回路に接続され

た受信遅延加算回路と、この受信遅延加算回路に接続されかつ前記基本波成分および非基本波成分を各々抽出する第 1、第 2 のフィルタを備える請求項 2 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 6】 前記送信手段は、前記 2 つの基本波成分の各々を含む駆動パルス信号を個別に出力する 2 つのパルサ回路を備えるとともに、

前記ブローブは、前記 2 つのパルサ回路に各別に接続される第 1、第 2 のブローブから成る請求項 2 0 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 7】 前記超音波診断装置は被検体に静脈から超音波造影剤を注入して超音波エコー像を得る超音波コントラストエコー法を適用する装置であって、この超音波造影剤の注入タイミングを知らせる告知手段と、前記超音波造影剤の注入後に得られた少なくとも前記非基本波成分の画像データに当該超音波造影剤の注入後の経過時間データを重畳する重畳手段とをさらに備える請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 8】 前記超音波診断装置は、被検体に静脈から超音波造影剤を注入して超音波エコー像を得る超音波コントラストエコー法を適用する装置であって、心筋や血管壁などの組織のエコーレベル増強領域と心腔や血管などの組織外の領域とを区別する領域区別手段と、前記組織のエコーレベル増強領域のみを選択的に表示する領域表示手段とをさらに備える請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 9】 前記領域区別手段は、前記超音波造影剤注入前の超音波コントラストエコー法により得られた前記画像データに基づいて前記組織の断層を表わす画像を作成する手段と、前記参照画像に基づいて前記組織外の領域を同定し当該領域のマスク像を作成する手段と、前記超音波造影剤注入後の超音波コントラストエコー法により得られた前記画像データを前記マスク像のデータでマスクする手段とを備える請求項 2 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 3 0】 前記領域区別手段は、前記基本波成分と非基本波成分のレベルの比または差を用いて前記組織外の領域を同定する手段と、この同定された組織外の領域に応じて前記画像データをマスクする手段とを備える請求項 2 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 3 1】 前記受信処理手段は、前記エコー信号から前記非基本波成分を抽出する抽出手段と、その非基本波成分に基づいて当該非基本波成分を発生させる反射エコー源の運動速度の二次元分布データを演算する速度演算手段とを備えるとともに、

前記表示手段は、前記運動速度の二次元分布データを表示する速度表示手段を備える請求項 2 または 2 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 3 2】 前記速度演算手段は、ドブラ法に基づいて運動速度を演算する手段である請求項 3 1 記載の超

10

20

30

40

50

音波診断装置。

【請求項33】 前記速度演算手段は、対象部位の先験的に知られている速度範囲に対応する周波数帯域のみのドブラ信号を抽出するフィルタを備える請求項32記載の超音波診断装置。

【請求項34】 前記速度演算手段は、相互相関法に基づいて運動速度を演算する手段である請求項31記載の超音波診断装置。

【請求項35】 前記受信処理手段は、前記エコー信号から前記基本波成分および非基本波成分を抽出する第1、第2の抽出手段と、前記基本波成分に基づいて組織の形態情報の画像データを得る第1の演算手段と、前記基本波成分に基づいて組織の運動情報の画像データを得る第2の演算手段と、前記非基本波成分に基づいて当該非基本波成分を発生させる組織内の血流情報の画像データを得る第3の演算手段と、前記組織の形態情報、組織の運動情報、および組織内の血流情報の少なくとも1つの画像データを前記表示手段に出力する画像データ出力手段とを備える請求項2または26記載の超音波診断装置。

【請求項36】 前記画像データ出力手段は、前記組織の形態情報、組織の運動情報、および組織内の血流情報の各画像データを、所望の表示モードに応じて重畳する手段である請求項35記載の超音波診断装置。

【請求項37】 前記画像データ出力手段は、前記組織の運動情報を所定のしきい値で弁別し、弁別した運動情報を前記重畳に使う手段を有する請求項36記載の超音波診断装置。

【請求項38】 前記受信処理手段は、前記エコー信号から前記非基本波成分を抽出する抽出手段と、その非基本波成分を抽出する抽出手段と、その非基本波成分に基づいて画像データを生成する生成手段と、一定期間にわたる複数フレーム分の前記非基本波成分の画像データを記憶する記憶手段と、この複数フレーム分の画像データに基づいて組織の同一部位の輝度変化曲線のデータを演算する時系列データ演算手段と、その輝度変化曲線のデータから当該曲線の特徴量を演算する特徴量演算手段とを備えるとともに、

前記表示手段は、前記輝度変化曲線を前記特徴量と共に表示する手段を備える請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項39】 前記記憶手段による前記複数フレーム分の画像データの記憶タイミングを心電図情報に基づいて一定心時相毎に指令するタイミング指令手段をさらに備えた請求項38記載の超音波診断装置。

【請求項40】 前記時系列データ演算手段は、演算された輝度変化曲線のデータを既知の関数でフィッティング処理する手段を含む請求項39記載の超音波診断装置。

【請求項41】 前記特徴量演算手段は、前記フィッティング処理された輝度変化曲線の最大輝度レベルに関わ

る物理量を少なくとも含む特徴量を演算する手段である請求項40記載の超音波診断装置。

【請求項42】 前記送信手段および受信処理手段にECG同期により前記エコー信号の収集を行わせる同期手段を更に備えるとともに、

前記受信処理手段は、そのECG同期により収集したエコー信号の複数フレームの断層像データに対してフレーム間の輝度変化を抽出するための演算を施して前記画像データを生成する演算手段を有する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項43】 被検体の時間経過とともに変化する生体信号をモニタするモニタ手段と、その生体信号に基づいて超音波画像の最適な時相を検出する時相検出手段と、この時相検出手段が検出した時相にて前記送信手段および受信処理手段に超音波画像を収集させる収集制御手段とを更に備えるとともに、前記受信処理手段は、前記検出時相毎に収集した前記エコー信号の断層像データを記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶された時系列の断層像データ群を用いて輝度変化曲線の画像データを生成する生成手段とを有する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項44】 前記生成手段は、前記断層像上に設定されたROIの位置に相当する前記基本波成分または非基本波成分のエコーレベル信号を用いる手段である請求項43記載の超音波診断装置。

【請求項45】 前記受信処理手段は、被検体への薬物負荷の前後における超音波コントラストエコー法による前記非基本波成分の断層像データを各々記憶する記憶手段と、この断層像間での輝度変化を抽出するための演算を行なって前記画像データを生成する演算手段とを備えた請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項46】 前記受信処理手段は、前記第1および第2のプリアンプ回路のゲインを個別に設定可能なゲイン制御手段を備える請求項10または18記載の超音波診断装置。

【請求項47】 前記送信手段および受信処理手段の少なくとも一方は、断層面内のスキャン位置に応じて前記エコー信号の送受信または前記画像データの生成に関わる条件を調整する調整手段を備える請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項48】 前記調整手段は前記送信手段に設けられており、かつ前記スキャン位置の深さに応じて前記駆動パルス信号の駆動電圧を制御する手段である請求項47記載の超音波診断装置。

【請求項49】 前記調整手段は、前記受信処理手段に設けられており、かつ前記スキャン位置に依存する収集条件の不均一性に関する補正データを予め記憶している記憶手段と、その補正データに基づいて前記非基本波成分の信号レベルを補正する補正手段とを備える請求項47記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、超音波造影剤を被検体内に注入し、この造影剤の超音波に対する強い散乱特性によりエコーが増強される性質を利用してコントラスト像を得るようにした超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、超音波造影剤を用いたコントラストエコー法が心筋画像の解析分野で注目されている。

【0003】このコントラストエコー法の一つとして、10 超音波造影剤を動脈から注入する動脈注入による心筋コントラストエコー法が研究されており、心筋分布像(perfusion)による心筋内血流の灌流域の評価に利用されている。この心筋コントラストエコー法は大動脈に留置されたカテーテルより超音波造影剤(例えば、用手的あるいはソニケータにより気泡の生成された5%ヒトアルブミン)を注入するものである。造影剤により心筋内血流の灌流域は、Bモード上の輝度増強領域として表示される。同様に、血流の灌流域の評価あるいは腫瘍の支配血管系を評価するために、腹部領域でも動脈注入による20 コントラストエコー法が研究されている。これらのコントラストエコー法を実施する診断装置は、一般検査用の超音波診断装置あるいはさらにワークステーションが用いられる。これにより、目視によりBモード像の輝度増強を評価したりあるいはメモリに記憶された画像データをワークステーション上で適当な処理後、輝度レベルの変化を定量評価するようになっている。

【0004】また、近年、超音波造影剤を静脈から注入して左心系の評価が可能な超音波造影剤が開発され、これを用いた超音波コントラストエコー法が試みられてい30 る。

【0005】この超音波造影剤としては、塩野義製薬株式会社により輸入販売されている、『5%人血清アルブミンを超音波処理するときに生成するアルブミン膜の中に、空気を封じ込めた平均粒子径約4 $\mu$ mの空気小球体』(販売名:アルブネックス注5ml)がある。

【0006】この静脈注入によるコントラストエコー法は、現在、試験、研究段階であり、今後、頭部・心腔・腹部などの診断で、その有用性に期待が高まっている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】上述した従来のコントラストエコー法のうち、動脈注入によるコントラストエコー法は、カテーテルを大動脈に留置させる必要があるため、それを施行できる施設(手術室)が比較的大きい病院に限られること、また侵襲性が伴う診断のため患者の負担も大きいことなどの理由に因って、一般の臨床には今後も容易には普及し難いと想定されている。

【0008】一方、静脈注入によるコントラストエコー法では、侵襲性は著しく小さく、患者の負担は小さくて済むものの、造影剤を肺を通して心筋やその他の目的部位50

に到達することになるため、動脈注入によるコントラストエコー法に比べて、造影剤濃度が薄くなり、輝度増強の程度が下がる。このため、心筋、腹部の末梢部位など、その周囲からの組織エコーの影響が大きい部位では、造影剤による輝度増強を観測することは極めて困難であり、心筋分布像による心筋内血流の灌流域の評価には適用できないという現状にある。

【0009】本発明は、このような従来の超音波造影剤を用いたコントラストエコー法の現状に鑑みてなされたもので、周囲からの組織エコーの影響が大きい部位(心筋、臓器実質など)でも、静脈注入によるコントラストエコー法を実施して、造影剤による輝度増強の像を的確に得ることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0010】特に、心筋分布像による心筋内血流の灌流域の評価を静脈注入によるコントラストエコー法により可能にした超音波診断装置を提供することを、別の目的とする。

【0011】さらに、超音波診断装置では心壁の運動評価が可能であるので、心壁の運動情報と心筋血流の灌流情報を同時に収集・評価可能な超音波診断装置を提供することを、別の目的とする。

【0012】また、狭心症の診断に使われるストレスエコー法において、それぞれの負荷状態での心壁の運動情報と心筋血流の灌流情報を同時に収集・評価可能な超音波診断装置を提供することを、別の目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は次のように構成される。

【0014】請求項1記載の発明は、超音波および電気量の信号を互いに双方向に変換可能なプローブと、基本波成分に対する非基本波成分のレベルを減少させて実質的にその基本波成分の励振周波数から成る電気量の駆動パルス信号を前記プローブに与える送信手段と、前記プローブから出力される電気量のエコー信号を受信して該エコー信号から前記基本波成分および非基本波成分に関する画像データを生成する受信処理手段と、その画像データを表示する表示手段と、を備えたことを要部とする。40

【0015】特に、前記基本波成分は1つの基本波周波数から成り、前記非基本波成分はその基本波成分の高調波成分、分調波成分、および超調波成分の内の少なくとも1成分から成る。前記非基本波成分は、前記基本波成分の二次高調波成分が好適である。

【0016】特に、前記送信手段は、前記非基本波成分を意図的に抑圧する抑圧手段を備える。この抑圧手段は、例えば、送信時にのみ共振状態となり前記駆動パルス信号の基本波成分のみを通過させる送信共振回路であり、この送信共振回路を前記送信手段の一部を成すバル

サ回路と前記プローブとの間に介挿した構成が好適である。

【0017】また、前記基本波成分は複数の異なる基本周波数から成り、前記非基本波成分は、それらの基本波周波数間または基本周波数の高調波成分の和もしくは差の周波数成分のうちの少なくとも一成分から成る構成が好適である。例えば前記複数の異なる基本周波数の数は2つであり、前記非基本波成分は前記高調波成分の差である。

【0018】さらに、前記超音波診断装置は被検体に静脈から超音波造影剤を注入して超音波エコー像を得る超音波コントラストエコー法を適用する装置であって、この超音波造影剤の注入タイミングを知らせる告知手段と、前記超音波造影剤の注入後に得られた少なくとも前記非基本波成分の画像データに当該超音波造影剤の注入後の経過時間データを重畳する重畳手段とをさらに備える。

【0019】さらに、前記超音波診断装置は、被検体に静脈から超音波造影剤を注入して超音波エコー像を得る超音波コントラストエコー法を適用する装置であって、心筋や血管壁などの組織のエコーレベル増強領域と心腔や血管などの組織外の領域とを区別する領域区別手段と、前記組織のエコーレベル増強領域のみを選択的に表示する領域表示手段とをさらに備える。

【0020】特に、前記受信処理手段は、前記エコー信号から前記非基本波成分を抽出する抽出手段と、その非基本波成分に基づいて当該非基本波成分を発生させる反射エコー源の運動速度の二次元分布データを演算する速度演算手段とを備えるとともに、前記表示手段は、前記運動速度の二次元分布データを表示する速度表示手段と

【0021】特に、前記受信処理手段は、前記エコー信号から前記基本波成分および非基本波成分を抽出する第1、第2の抽出手段と、前記基本波成分に基づいて組織の形態情報の画像データを得る第1の演算手段と、前記基本波成分に基づいて組織の運動情報の画像データを得る第2の演算手段と、前記非基本波成分に基づいて当該非基本波成分を発生させる組織内の血流情報の画像データを得る第3の演算手段と、前記組織の形態情報、組織の運動情報、および組織内の血流情報の少なくとも1つの画像データを前記表示手段に出力する画像データ出力手段とを備える。

【0022】さらにまた、前記受信処理手段は、前記エコー信号から前記非基本波成分を抽出する抽出手段と、その非基本波成分を抽出する抽出手段と、その非基本波成分に基づいて画像データを生成する生成手段と、一定期間にわたる複数フレーム分の前記非基本波成分の画像データを記憶する記憶手段と、この複数フレーム分の画像データに基づいて組織（心筋など）の同一部位の輝度変化曲線のデータを演算する時系列データ演算手段と、

その輝度変化曲線のデータから当該曲線の特徴量を演算する特徴量演算手段とを備えるとともに、前記表示手段は、前記輝度変化曲線を前記特徴量と共に表示する手段を備える。

【0023】

【作用】送信手段からプローブに与えられる駆動パルス信号は、その非基本波成分（2次高調波成分など）のレベルが実質的に且つ意図的に減少され、その殆どが基本波成分のみとなって、プローブに与えられる。この非基本波成分の意図的な抑圧は、送信時にのみ共振して基本波成分のみを通過させる送信共振回路によって、好適に実施される。

【0024】このため、超音波造影剤を静脈から注入する超音波コントラストエコー法を実施したとき、超音波造影剤の非線形の超音波ビーム散乱はそのままエコー信号の非基本波成分に反映する。すなわち、被検体に入射させる超音波ビームは実質的に基本波成分のみであるから、エコー信号に含まれる非基本波成分は造影剤の非線形散乱に依存したものとなる。したがって、非基本波成分を画像化することにより、造影剤の流れを把握することができる。このように、予め基本波成分のみに加工した超音波ビーム信号を入射させるようにしたので、組織エコーの影響が大きい部位に対しても、静脈注入のコントラストエコー法を適用して、例えば心筋分布像による心筋内血流の灌流域の評価を好適に行なうことができる。

【0025】特に、心筋内診断には有効で心壁の運動情報も同時に収集したり、ストレスエコー法と組合せて実施することで心筋血流との関係において、心臓の機能評価を総合的に行なえる。

【0026】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。

【0027】（第1実施例）第1実施例を図1～図3に基づいて説明する。この第1実施例に係る超音波診断装置は超音波造影剤に含まれる気泡の非線形散乱により生成される2次高調波成分を効率良く検出し、その分布像を2次元表示するコントラストエコー法を実施するものである。

【0028】図1に示す如く、この超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号の送受信を行なう超音波プローブ10と、この超音波プローブ10を駆動するとともに、超音波プローブ10の受信信号を処理する装置本体11からなる。

【0029】超音波プローブ（以下「プローブ」という）10は、複数の振動子が走査方向に配列されたフェーズド・アレイ・タイプに構成されている。各振動子の受信特性は同一に形成され、振動子を駆動する基本波成分と生体で発生する2次高調波成分を検出可能な、十分に広い信号通過帯域を有している。



【0030】装置本体11はプローブ10を駆動する送信系、プローブ10からの信号を受信処理する受信・処理系、および処理された画像を表示する表示系の各回路を有している。この他に、操作パネルなどの入力系やECGなどの生体信号の検出系などがあるが、図面では割愛している。

【0031】送信系は、クロック発生回路20、送信遅延回路21、パルサ回路22および送信共振回路23を備えている。クロック発生回路20は超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路であり、送信遅延回路21は送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路22は各振動子に対応した個別経路（以下、「チャンネル」という）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、プローブ10の各振動子に供給するようになっている。

【0032】また、送信共振回路23は本発明の特徴の1つに対応する回路であり、生体内の超音波造影剤により発生するエコー信号の2次高調波成分を効率良く検出するために装備されている。すなわち、送信時にパルサが完全なサイン波駆動でない限り、必ず発生する高調波成分を除去する機能を有する。この送信共振回路23は具体的には図2に示すように、ダイオード逆並列回路より成るリミッタ24と、プローブやケーブルなどの容量性インピーダンスと共振し、基本波付近にのみ通過帯域をもつコイル部25とを有する。リミッタ24は印加される信号値があるレベル以上でオン状態になるため、この送信共振回路23は信号レベルが高い送信時にのみ共振状態になり、受信時には非共振状態のままである。リミッタ24及びコイル部25の直列回路は実際にはチャンネル毎に装備されている。

【0033】さらに、受信・処理系は、プローブ10の出力側に、プリアンプ回路30、受信遅延・加算回路31、バンドパスフィルタ(BPF)32a、32bおよびレシーバ回路33を例えばこの順に備えている。プリアンプ回路30は受信エコーの電力を受信チャンネル毎に増幅し、受信遅延・加算回路31に送る。受信遅延・加算回路31は、受信チャンネル毎の遅延部とこれらの遅延結果を加算する加算部とを有し、受信エコー信号に対する受信フォーカスを実施する。この受信遅延・加算回路31の出力側には、上記基本波用および非線形波用のバンドパスフィルタ32a、32bが並列接続されている。基本波用バンドパスフィルタ32aの通過帯域はエコー信号の基本波成分に合致し、一方、非線形波用のバンドパスフィルタ32bのそれはエコー信号の2次高調波成分に合致している。さらに、レシーバ回路33は基本波成分および2次高調波成分毎に、包絡線検波、ログ圧縮などの処理を行なってBモード像の画像信号を得る受信処理回路である。

【0034】さらにまた、この受信・処理系はDSC

(デジタルスキャンコンバータ)35と、モニタ36とを有する。DSC35は、A/D変換器、マルチプレクサ、フレームメモリ、書込み/読出し回路、D/A変換器などを含み、指令された表示態様に対応した1フレームの画像信号を形成するとともに、その画像信号を標準TV方式で読出し可能になっている。このDSC35から読み出された画像信号はモニタ36に出力され、表示される。

【0035】続いて、第1実施例の作用効果を説明する。

【0036】送信時には、送信遅延回路21によって送信フォーカスを掛けられた状態で、各チャンネル毎にパルサ回路22から送信共振回路23を介して駆動電圧信号がプローブ10の各振動子に供給される。このとき、送信共振回路23のリミッタ24は駆動電圧信号が所定レベルより高いためキックオンされ、共振部24が共振する。この共振によって、駆動電圧信号の基本波成分のみがこの送信共振回路23を通過してプローブ10の各振動子に供給される。

【0037】パルサ回路22の完全なサイン波駆動は実際上困難で、通常、その発生した駆動電圧信号に高調波成分を含んでいるが、上記の送信共振回路23により、そのような高調波成分は意図的に遮断され、基本波成分のみの駆動電圧信号によって各振動子が励振される。

【0038】このようにしてプローブ10の各振動子が励振されると、プローブ10から被検体の心筋などの診断部位に向けて送信フォーカスが掛けられた超音波ビーム信号が送出される。この超音波ビーム信号は、診断部位の各組織および注入されている超音波造影剤（例えば、前述した「アルブネックス注5ml」：販売名）により反射および散乱された超音波エコー信号となる。特に、超音波造影剤は微小な気泡にて構成されており、気泡による強い散乱特性によりエコー信号が増強される。この散乱には非線形特性があり、その非線形特性の散乱によって高調波成分も発生する。この結果、超音波エコー信号には造影剤（気泡）以外の生体組織からエコー成分（基本波成分）と造影剤からのエコー成分（基本波成分およびその高調波成分）が含まれている。

【0039】この超音波エコー信号は、プローブ10の振動子の各々で受信され、対応する電気信号に変換される。この電気量のエコー信号のパワーは微弱であるから、送信共振回路23の各リミッタ24をキックオンさせることはなく、送信共振回路23は非共振状態のままである。この結果、基本波成分および高調波成分を含むエコー信号は送信共振回路23には何ら関与されずプリアンプ回路30に到達し電力増幅された後、受信遅延・加算回路30で各チャンネル毎に受信遅延され、加算される。これにより、受信フォーカスが掛けられる。この受信エコー信号は基本波用BPF32aおよび非線形波用BPF32bに並行して送られる。基本波用BPF3

2 a では、エコー信号のうちの基本波成分  $Sf$  が抽出され、後段のレシーバ回路 3 3 に送られるとともに、非線形波用 BPF 3 2 a ではエコー信号のうちの 2 次高調波成分  $S2f$  のみが抽出され、同様にレシーバ 3 3 に送られる。

【0040】レシーバ回路 3 3 に送られた基本波成分  $Sf$  のエコー信号は包絡線検波や対数圧縮などの処理を受けて、基本波成分の B モード像（振幅の輝度変調画像）の画像データが生成される。一方、レシーバ回路 3 3 に送られた 2 次高調波成分  $S2f$  のエコー信号も同様の処理を受けて、2 次高調波成分の B モード像の画像データが生成される。

【0041】これらの基本波成分および 2 次高調波成分の各 B モード像の画像データは、その後、DSC 3 5 において、指令された表示態様の画像データに変換される。基本波成分による B モード像  $IMf$ （以下、単に「基本波像」という）と 2 次高調波成分による B モード像  $IM2f$ （以下、単に「2 次高調波像」という）の表示態様としては様々なものがあり、コントラストエコー法施行時に例えば基本波像  $IMf$  上に 2 次高調波像  $IM2f$  を重畳表示する表示態様の指令がなされる。これに応じて DSC 3 5 も両画像データを合成して、モニタ 3 6 に供給するから、モニタ 3 6 には図 3 に示す如く、基本波像  $IMf$  に 2 次高調波像  $IM2f$  が重畳された画像「 $IM_{1+2}$ 」が表示され、生体組織の形態とその中での超音波造影剤の分布を観察することができる。

【0042】このように、本実施例では、送信共振回路 2 3 により基本波成分以外の高調波成分を意図的に（積極的に）カットして基本波成分のみの状態で超音波ビームを送信しているため、エコー信号に含まれる 2 次高調波成分は、その殆どが超音波造影剤の非線形の散乱特性に起因したもののみとなる。つまり、送信された基本波成分の超音波信号に対して、造影剤の散乱に因る 2 次高調波成分のみを選択的に信号処理して画像化できるから、生体減衰や送受信系の帯域を考慮すると、優れた 2 次高調波成分の利用になる。

【0043】なお、前記実施例では、抽出する非線形波成分として 2 次高調波成分の場合を例示したが、本発明は必ずしもそれに限定されない。例えばその他の非線形波成分として、 $N$  次高調波成分（ $N \times f$  :  $f$  は基本周波数、 $N$  は正の整数）、 $N$  次低調波成分（ $f/N$  :  $f$  は基本周波数、 $N$  は正の整数）、さらには超調波（ $M \times f/N$  :  $f$  は基本周波数、 $M, N$  は 1 以外の正の整数）を採用し、それらの周波数成分を前述と同様に非線形波用 BPF で選択的に抽出してもよい。また、複数の高調波成分を同時に対象とするために、それを信号抽出／処理系をその複数毎、個別に装備したり、1 系統に複数の非線形波成分を分離せずに通すという構成としてもよい。

【0044】また、上記実施例では基本波成分と非線形波成分の信号処理をそれぞれ別々の系統で行なうように

構成しているが、プリアンプ回路で受信後、デジタル化し、その後の信号処理系は 1 系統のみを設け、基本波成分と非線形波成分の信号処理を時分割で行なうようにしてもよい。また、メモリを設け、所望の成分について信号処理することもできる。

【0045】さらに、上記実施例では、基本波成分と非線形波成分を抽出する 2 つの BPF を受信遅延・加算回路の後段に挿入させるとしたが、それらの BPF をその他にも例えば、プリアンプの後段などの位置に設けてもよい。但し、上記実施例のように、BPF を受信遅延・加算回路の出力側に設けた方が、フィルタ数が少なく済むので、装置大形化や製造コストの上昇を回避するためには有利である。

【0046】さらに、この超音波診断装置に係るプローブは、電子式アレイプローブのみに限定されず、機械走査式プローブであってもよい。

【0047】さらにまた、上記第 1 実施例に係る超音波診断装置に対して種々の変形例が可能である。

【0048】まず図 4 に、送信共振回路 2 3 の変形例を示す。この送信共振回路 2 3 はリミッタ 2 4 と送受信ラインとの間にオン・オフの電子スイッチ SW を挿入し、造影剤の非線形散乱成分を対象とする診断モードのときは電子スイッチ SW = オンにし、前記第 1 実施例と同様の送信時の共振状態を得るとともに、線形散乱成分（基本波成分）を対象とする通常の診断モードのときは、電子スイッチ SW = オフに切り換え、送信／受信時共に非共振状態を得るようにしたものである。この電子スイッチ SW のオン、オフは、例えば図示しないコントローラからの制御信号に付勢して切り換えられる。このように構成し機能させることで、通常モードでは送信共振回路 2 3 を回路から切り離すことができ、機能の充実を図ることができる。

【0049】さらにまた、上記第 1 実施例では RF（高周波）信号のままビームフォーミング（整相加算）を行なう構成になっているが、信号帯域を中間周波数にシフトした後、ビームフォーミングを行なう受信系も可能で、その変形例を図 5 および図 6 に示す。図 5 に示す受信系は、プリアンプ回路 3 0 と受信遅延・加算回路 3 1 の間に、参照信号発生器 4 0 から参照周波数  $f_r$  の参照信号が供給されるミキサ回路 4 1 と、中間周波数にシフトした信号より基本波成分および非線形成分を抽出する BPF 3 2 a, 3 2 b とで構成されている。また図 6 に示す変形例に係る受信系は図 5 のものと同等の機能のほか、参照信号発生器 4 0\* はその参照信号の参照周波数  $f_r$  を、基本波用  $f_r = f_r(1)$  と非線形波用  $f_r = f_r(2)$  とに変更可能になっている。これにより、ミキサ回路 4 1 に与える参照信号の周波数を基本波成分検出時と非線形波成分検出時とで変えることができ、1 系統の受信回路で両成分の検出を行なえるようにしたものである。この参照周波数  $f_r$  の変更は、同一チャンネル



に対して時分割で行なってもよいし、受信チャンネル群を基本波成分検出用と非線形波成分検出用にグループ分けしたチャンネル毎に行なうようにしてもよい。

【0050】さらにまた、上記第1実施例では送信パルサ回路22で発生する高調波成分を低減させる構成になっていたが、これに対応する変形例を図7および図8に示す。図7に係る変形例では第1実施例のパルサ回路22に代えて、サイン波駆動可能なsin波駆動パルサ回路43を備えている。このパルサ回路43は具体的には、例えば2次高調波成分を低減させる場合、デューティ比50%の矩形波駆動できるパルサやA級動作可能なパルサをチャンネル分備えた回路構成で実現される。これにより、前述したような送信共振回路を用いずとも、高調波成分を低減させることができ、装置の簡素化、小形化に寄与する。

【0051】一方、図8に示す変形例に係る超音波診断装置は、パルサ回路22およびプローブ10間の送信回路に、送信時における基本波成分以外の高調波成分、分調波成分などを除去する送信系フィルタ回路44を挿入し、送信共振回路を外したものである。これによつても、送信共振回路を装備した場合に比べて回路がある程度大きくなるものの、送信時の高調波成分を所望レベルまで低減できる。

【0052】(第2実施例)次に、第2実施例を図9に基づいて説明する。なお、この第2実施例以降の実施例において、前述した第1実施例と同一または同等の構成要素には同一符号を用いてその説明を省略または簡素化する。

【0053】図9に示す超音波診断装置は複数の振動子 $10_1, \dots, 10_n$  ( $n$ は正の偶数)を配列させたフェーズド・アレイ・タイプのプローブ10を備え、振動子 $10_1, \dots, 10_n$ の各々には、扱う信号の基本波成分の周波数帯域とその2次高調波成分の周波数帯域の両方に十分な送・受信感度を持たせている。このプローブ10の振動子群は、基本波成分の送受信用の振動子グループAと2次高調波成分の受信用の振動子グループBとに、その機能上、分けられている。この分け方の一例として、図示の如く、奇数番目の振動子を振動子グループAに、偶数番目の振動子を振動子グループBに各々割り当てている。

【0054】振動子グループAの振動子 $10_1, 10_3, \dots, 10_n$ には、第1実施例と同様に形成され機能する送信共振回路23が接続されている。この送信共振回路23は、クロック発生回路20、送信遅延回路21、及びパルサ回路22と共に送信系を成す。

【0055】さらに、送信共振回路23には、パルサ回路22と並列に、基本波成分用の受信・処理系を成すブリアンプ回路30a、受信遅延・加算回路31a、基本波用BPF32a、及びレシーバ回路33が接続されている。一方、振動子グループBの振動子 $10_2, 1$

$10_4, \dots, 10_n$ には、非線形波成分用の受信・処理系を成すブリアンプ30b、受信遅延・加算回路31b、非線形波成分用BPF32b、及びレシーバ回路33が接続されている。このレシーバ回路33の出力側は、表示系を成すDSC35及びモニタ36に接続されている。

【0056】この第2実施例の作用効果を説明する。送信系の各回路により振動子グループAの振動子 $10_1, 10_3, \dots, 10_n$ が励振され、超音波ビーム信号が被検体内に送波される。このとき、パルサ回路22の各パルサが完全なサイン波駆動ではないことに因り高調波成分を含む振動信号を出力する場合でも、その高調波成分が送信共振回路23によつて的確に除去され、殆が基本波成分から成る駆動信号がチャンネル毎に振動子グループAの各振動子に供給されるから、被検体内に送波される超音波ビーム信号はその殆が基本波成分から成る。この超音波ビーム信号は被検体内の組織や超音波造影剤により反射・散乱され、第1実施例の場合と同様にプローブ10の全振動子により受信され、対応する電気量のエコー信号に変換される。

【0057】この内、振動子グループAの振動子 $10_1, 10_3, \dots, 10_n$ から出力された、基本波成分及び2次高調波成分を含むエコー信号は、非共振状態の送信共振回路23を通り、一方のブリアンプ回路30aの奇数チャンネル毎のブリアンプで増幅される。この増幅されたエコー信号は、受信遅延・加算回路31aでチャンネル毎に受信遅延された後、加算されることで、受信フォーカスが掛けられる。この遅延・加算されたエコー信号は基本波成分用のBPF32aにより基本波成分 $S_1$ のみが抽出され、レシーバ回路33に送られる。

【0058】これに対し、振動子グループBの振動子 $10_2, 10_4, \dots, 10_n$ から出力された、基本波成分及び2次高調波成分を含むエコー信号は、もう一方のブリアンプ回路30bで増幅された後、もう一方の受信遅延・加算回路31bで同様に受信フォーカスが掛けられる。このエコー信号はさらに非線形波成分用のバンドパスフィルタ32bに送られ、2次高調波成分 $S_2$ が抽出され、この成分 $S_2$ もレシーバ回路33に出力される。

【0059】レシーバ回路33に送られた基本波成分 $S_1$ のエコー信号及び2次高調波成分 $S_2$ のエコー信号は、各々、包絡線検波や対数圧縮の処理に付され、Bモード像の画像信号に変換され、DSC35に送られる。このため、モニタ36により、第1実施例の場合と同様に、所望の表示態様に係る基本波像 $IM_1$ 及び2次高調波像 $IM_2$ の画像(例えば、それらの重量像)が表示される。

【0060】したがって、この第2実施例によつても第1実施例の場合と同等の効果が得られるほか、とくにブ

ローブ10の振動子群を、送受信用の振動子グループAと受信専用の振動子グループBとに分けたことから送信共振回路等に送信時のみONする回路構成を必要としない。したがって、直列共振等の機構を簡単に実現できるという利点がある。なお、この「送信時のみONする回路構成」の例は後述する図31で説明する。

【0061】なお、基本波成分抽出及び2次高調波成分抽出のためのバンドパスフィルタ32a、32bは、上述した挿入位置に限定されるものではなく、プリアンプ回路30a、30bの出力段など、他の位置であってもよい。また、前述した図8の場合と同様に、送信共振回路23に代えて、送信共振フィルタ回路（図8の符号44参照）を設け、このフィルタ回路23を受信時にも動作状態とさせておくようにしてもよい。

【0062】さらに、この第2実施例に係る一変形例を図10及び図11に示す。図10に示す超音波診断装置のフェーズド・アレイ・タイプのプローブ10は、第2実施例（図9）と同一に振動子グループA及びBに分けられている。そして、振動子グループAの振動子10<sub>1</sub>、10<sub>2</sub>、・・・10<sub>n-1</sub>の各々は、基本波成分fのみに応答するように、その周波数帯域が設定されている（図11（a）参照）。振動子グループBの振動子10<sub>2</sub>、10<sub>4</sub>、・・・10<sub>n</sub>の各々は、2次高調波成分「2・f」のみに応答するように、その周波数帯域が設定されている（図11（b）参照）。これらの周波数帯域は、例えば、振動子の共振周波数をグループ毎に変えることで設定される。

【0063】このようにプローブ10を形成することで、振動子グループAを介して基本波成分のみの超音波信号の送受が行われ、この振動子グループAに接続されたプリアンプ回路30a及び受信遅延・加算回路31aから直接、基本波成分S<sub>1</sub>のみのエコー信号が得られる。同様に振動子グループBを介して超音波造影剤の非線形の散乱によって生じた非線形波成分の内の2次高調波成分S<sub>2</sub>のみのエコー信号が受信され、この振動子グループBに接続されたプリアンプ回路30b及び受信遅延・加算回路31bから直接、2次高調波成分S<sub>2</sub>のエコー信号が得られる。従って、第2実施例で用いた送信共振回路23及び受信時のバンドパスフィルタ32a、32bを設ける必要が無く、回路構成が簡単になり、これによっても第2実施例のものと同等の作用効果が得られる。また、バンドパスフィルタも設置した場合は、よりS/N比の高い2次高調波の検出ができる。

【0064】さらに、上記図10記載の変形例には種々の回路構成が付加されている。

【0065】その第1は、非基本波成分の信号強度は基本波成分のそれよりも小さいことを考慮したものである。基本波成分系および非基本波成分系の各プリアンプ回路30a、30bはそのプリアンプゲインが可変になっており、そのゲイン設定のための信号がゲイン設定器

30Sから供給されるようになっている。ゲイン設定器30Sは、基本波成分系のプリアンプ回路30aよりも非基本波成分系のプリアンプ回路30bのゲインを高く設定する。これにより、基本波成分および非基本波成分の信号強度を同一またはほぼ同一に調整することができ、両者間のS/N比のアンバランスを解消できる。

【0066】第2は、超音波ビーム信号が被検体内に入射したとき、被検体内での深さに応じて超音波信号の減衰が変わることへの配慮である。具体的には駆動電圧制御回路22Sがパルス回路22に接続されている。この駆動電圧制御回路22Sは、図示しないコントローラから送信フォーカス位置情報を入力し、その送信フォーカス位置が被検体表面から深くなるに連れてパルス回路22の駆動電圧を例えば多段階でステップ状に上げる。

【0067】これにより、フォーカス位置が深くなって送信音圧はほぼ一定に保たれるので、深さ位置に拘らず、同等の血流状態であればほぼ同一の輝度の組織画像が得られる。

【0068】第3は、画像（断層）内の位置に拠る各種条件の不均一性を受信処理側で対処するようにしたものである。これを行なうため、受信処理系のDSC35にはデータテーブル35Sが接続されている。このデータテーブル35Sには、断層内の送信音圧、超音波ビーム幅、スキャンモード、対象組織の特異性など、画像内の位置によって変わる各種条件についての「位置・補正係数」の対応データが予め格納されている。そこで、DSC35は、非基本波成分に基づく画像を生成するとき、データテーブル35Sを参照して対応する補正係数を断層内の位置毎に読み出し、非基本波成分のエコーレベルを読み出した補正係数で補正しながら画像データを生成する。この結果、断層面内の位置によって画質が変わってしまうという事態を的確に回避できる。

【0069】すなわち、この第2、第3の回路構成に係る制御または補正によって、超音波造影剤の静脈注入による超音波コントラストエコー法適用時に、断層像内で造影剤の分布が均一ならば、同一輝度または同一色彩の画像が得られる。

【0070】なお、上記データテーブル35Sを使った補正は、必ずしもDSC35で行なう回路構成に限定されない。例えば、読み出した補正係数でプリアンプ回路30bのゲインをチャンネル毎に調整してもよいし、レシーバ回路33のゲインを変えるようにしてもよい。

【0071】さらに、上記データテーブル35Sによる受信処理側の補正と前述した駆動電圧制御回路22Sによる送信音圧の補正とを併用してもよい。

【0072】一方、上記第2実施例及びその変形例に対して、第1実施例で述べたと同一の様々な変形が可能である（例えば図4～図8参照）。また、非線形波成分として2次高調波成分を例示したが、その他の高調波成分、又は低調波成分、超調波成分を対象として画像化す

10

20

30

40

50

るようにしてもよい。

【0073】(第3実施例) 続いて第3実施例を図12に基づき説明する。同図に示す超音波診断装置は前述した図9(第2実施例)と同一に形成したプローブ10を備えている。つまり、プローブ10の各振動子は基本波帯域と2次高調波帯域の両方に十分な感度を有し、振動子グループA及びBに機能上、分けられるとともに、本実施例では振動子グループAが送信用に、振動子グループBが受信用に割り当てられている。

【0074】振動子グループAの振動子 $10_1, 10_2, \dots, 10_n$ には図示のごとく、クロック発生回路20、送信遅延回路21、パルサ回路22、及び送信共振回路23がこの順に直列に接続されている。一方、振動子グループBの振動子 $10_2, 10_3, \dots, 10_n$ はプリアンプ回路30を介して受信遅延・加算回路31に接続されると共に、この回路31の出力側は基本波用及び非線形波用のバンドパスフィルタ32a、32bを並列に介してレシーバ回路33、DSC35、及びモニタ36へと至る。

【0075】続いて、この第3実施例の作用効果を説明する。振動子グループAの各振動子は、パルサ回路22からの奇数チャンネル毎の駆動信号を送信共振回路23を通過させることで、高調波成分が殆ど除去されて基本波成分を主体とした駆動信号により励振される。この結果、被検体内には殆どが基本波のみから成る超音波ビーム信号が送波される。

【0076】これに対し、被検体内で反射・散乱された超音波信号に対応して、基本波成分及び2次高調波成分を含むエコー信号が振動子グループBの各振動子から出力される。このエコー信号はプリアンプ回路30で増幅され、受信遅延・加算回路31で受信フォーカス処理された後、両方のBPF32a、32bに供給される。この結果、一方の基本波用のBPF32aにより基本波成分 $S_1$ が抽出され、もう一方の非線形波用のBPF32bにより2次高調波成分 $S_2$ が抽出される。この両方の成分はレシーバ回路33にて前述と同様に信号処理されて、各々のBモード像用の画像信号に変換される。この基本波用及び2次高調波用の画像信号に基づいてモニタ36にBモードの基本波像及び2次高調波像が表示される。

【0077】この結果、前述した各実施例と同等の効果が得られるとともに、図9の構成(第2実施例)に比べてプリアンプ回路及び受信遅延・加算回路の組を1組に減らすことができる。

【0078】この第3実施例の一変形例を図13、14に示す。図13に示す超音波診断装置はフェーズド・アレイ・タイプのプローブ10を備え、このプローブ10の振動子群は第3実施例と同様に振動子グループA及びBに、機能上、分けられている。この内、振動子厚を変えること等の手法を用いて、振動子グループAの振動子

$10_1, 10_2, \dots, 10_n$ は基本波成分 $f$ のみに応答するように(図14(a)参照)、周波数帯域が設定されているのに対し、振動子グループBの振動子 $10_2, 10_4, \dots, 10_n$ は基本波成分 $f$ 及び2次高調波成分「 $2 \cdot f$ 」に応答するように(図14(b)又は(c)参照)、その周波数帯域が設定されている。そして、振動子グループAの各振動子には図示の如く、クロック発生回路20、送信遅延回路21、パルサ回路22が接続され、振動子グループBの各振動子の出力側にはプリアンプ回路30、受信遅延・加算回路31、基本波用及び非線形波用のBPF32a及び32b、レシーバ回路33、DSC35、及びモニタ36が設けられている。これによって、第3実施例(図12)と同等の作用効果を得ることができるとともに、図12のものに比べて、送信共振回路23が不要になる。

【0079】なお、上記第3実施例及びその変形例に対しても、第1実施例におけるのと同様な変形がさらに可能である(例えば図4～図8参照)。また、非線形波成分として2次高調波成分を例示したが、その他の高調波成分、又は低調波成分、超調波成分を画像化の対象としてもよい。

【0080】(第4実施例) 第4実施例を図15を参照して説明する。同図に示す超音波診断装置は前述した図9(第2実施例)と同一に形成したプローブ10を備えている。つまり、プローブ10の各振動子は基本波帯域と2次高調波帯域の両方に十分な感度を有し、振動子グループA及びBに機能上、分けられるとともに、本実施例では振動子グループAが送信用に、振動子グループA及びBが受信用に割り当てられている。

【0081】振動子グループAの振動子 $10_1, 10_2, \dots, 10_n$ には図示の如く、クロック発生回路20、送信遅延回路21、パルサ回路22、及び送信共振回路23がこの順に直列に接続されている。一方、振動子グループBの振動子と、送信共振回路23及びパルサ回路22間の振動子グループAとに相当する各チャンネルはプリアンプ回路30のプリアンプを個別に介して受信遅延・加算回路31の遅延部に個別に接続されると共に、この回路31の出力側は基本波用及び非線形波用のバンドパスフィルタ32a、32bを並列に介してレシーバ回路33、DSC35、及びモニタ36へと至る。

【0082】続いて、この第4実施例の作用効果を説明する。振動子グループAの各振動子は、パルサ回路22からのチャンネル毎の駆動信号を送信共振回路23を通過させることで、高調波成分が殆ど除去され基本波成分を主体とした駆動信号により励振される。この結果、被検体内には殆どが基本波のみから成る超音波ビーム信号が送波される。

【0083】これに対し、被検体内で反射・散乱された超音波信号に対応して、基本波成分及び2次高調波成分

を含むエコー信号が振動子グループA及びBの各振動子から出力される。このエコー信号は両グループA及びB共にプリアンプ回路30で増幅され、受信遅延・加算回路31で受信フォーカス処理された後、両方のBPF32a、32bに供給される。この結果、一方の基本波用のBPF32aにより基本波成分 $S_1$ が抽出され、もう一方の非線形波用のBPF32bにより2次高調波成分 $S_2$ が抽出される。この両方の成分はレシーバ回路33にて前述と同様に信号処理されて、各々のBモード像用の画像信号に変換される。この基本波用及び2次高調波用の画像信号に基づいてモニタ36にBモードの基本波像 $IM_1$ 及び2次高調波像 $IM_2$ が表示される。

【0084】この結果、前述した各実施例と同等の効果が得られるとともに、図12、13の構成（第3実施例及びその変形例）に比べて受信対象の振動子数が多い（振動子グループA及びB共に受信に関与するから2倍）から、より高レベルのエコー信号が得られ、 $S/N$ 比の点で有利となる。

【0085】（第5実施例）第5実施例を図16、17を参照して説明する。この第5実施例は、超音波造影剤を用いたコントラストエコー法を実施するに際しての、造影剤注入の作業性向上及び注入後の画像認識の利便性向上を図ったものである。

【0086】図16に示す超音波診断装置は、第1実施例（図1参照）で説明したと同一のプローブ10及び装置本体11を有する一方で、オペレータが操作する入力器50、予め格納してある手順（図17参照）に従って処理を行うマネージャ51、並びにこのマネージャ51の指令を受けて動作するイメージメモリ回路52及びスピーカ53を有する。この内、入力器50はキーボード、トラックボール、マウス、及び音声入力器の内の一つまたは複数から成り、この入力器50を使ってコントラストエコー法施行のスケジュール（例えば、造影剤注入時刻など）のデータがマネージャ51に入力される。この入力器50としては、その他に、フロッピーディスク、ハードディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、DAT（ダットテープ）、MT（マグネティックテープ）などの記憶媒体を使うようにすることもできる。また、イメージメモリ回路52はDSC35で変換された、例えば基本波像と2次高調波像との重畳像の画像データを逐次格納する。DSC35は、画像データを表示用に変換するとともに、マネージャ51から指示された文字データを合成してモニタ36に出力する。

【0087】さらに、マネージャ51は専用のCPUおよび内部メモリ入出力インターフェイスなどのコンピュータ構成を有し、図17（A）の処理を行う。

【0088】すなわち、最初に、コントラストエコー法試行の条件（画質条件、TDC（Time-Density-Curve）の測定条件（ROI、測定時間間隔）、ECG同期条件など）およびコントラストエコー法試行のスケジュール

（造影剤注入（予定）時刻、他の薬剤を併用する場合はその量やタイミングのデータ）を各々、フロッピーディスクなどから入力する（ステップ60）。

【0089】次いで、計時を開始するとともに、モニタ36の画面に計時時間の表示を開始させる（ステップ61）。これが済むと造影剤の注入前に、必要なデータの収集を開始する（ステップ62）。このデータとしては、造影剤注入前の画像および輝度データ、所望のタイミングおよび時間間隔での画像データ、所望のタイミングおよび時間間隔でのROIの輝度データなどである。また、これらのデータをMOやワークステーションへ転送する。

【0090】そして、予定していた注入時刻に達すると、スピーカ53を介して音声で造影剤注入タイミングを指示させる（ステップ63）。

【0091】この後、注入後のデータを前述と同様に収集しながら（ステップ64）、所定の時刻になると他の薬剤の注入を音声などにより指示し（ステップ65）、薬剤注入後のデータを収集する（ステップ66）。そして、予め定めたスケジュールの終了時刻に達すると、画像データの収集、ROIの輝度データの収集、MOやワークステーションへのデータ転送、および計時を終了させる（ステップ67）。

【0092】なお、マネージャ51に実行させる処理は図17（B）で示すように構成することもできる。これは造影剤注入のタイミングをオペレータが音声で指示できるようにしたものである。同図（A）と同一の処理については同一のステップNo.を付す。

【0093】最初に図17（A）のステップ60と同様にデータを入力するが（ステップ60a）、このデータの中に「造影剤注入（予定）時刻」は含まれていない。このステップでのデータ入力済むと、注入前のデータ（注入前の画像、ROIの輝度データ）を収集開始させるとともに、MOやワークステーションへのデータ転送を開始させる（ステップ60b）。

【0094】次いで、オペレータが任意の適宜な時刻で入力器50のマイクから造影剤の注入（タイミング）を指令する（ステップ60c）。これに伴って、計時も開始される。

【0095】そして、この造影剤注入後に、所望のタイミングおよび時間間隔で画像を収集開始させるとともに、所望のタイミングおよび時間間隔でROIの輝度データを収集開始させる。

【0096】この後、図17（A）と同様に処理する（ステップ65～67）。

【0097】以上のように構成し機能させることで、超音波造影剤を用いたコントラストエコー法を実施する場合、オペレータやドクタが造影剤の注入タイミングを的確に知覚することができるとともに、その注入タイミングに同期し、その後の経過時間を含んだ画像データを自

動的に得ることができ、後々の画像処理や画像読影が容易になる。

【0098】なお、この第5実施例において、ECGデータを取り込んで、造影剤注入後の所望の時刻における所望の心時相の画像を自動で収集するように制御しても良い。また、マネージャは必ずしも専用CPUを搭載する構成に限定されることなく、この診断装置に固有のCPUを兼用するようにしてもよい。

【0099】さらに、本実施例の変形例として、図16に示す如く、制御回路54および演算回路55を付加した構成の装置がある。制御回路54はECG信号を入力して、このECG信号に同期してデータ収集を行なうべく、収集タイミングを指令する同期信号を送信系および受信・処理例に出力する。その一方で制御回路54は、オペレータなどから出される信号を入力し、画像処理開始の指令信号を演算回路55に出力する。演算回路55は指令信号を受けると、ECG同期によってイメージメモリ回路52に記憶された複数フレームの断層像データについて、各画像間でのサブトラクションや最大値ホル  
ルドの演算を画像間の画素同士で行ない、画像間の変化  
を示す画像がDSC35を介してモニタ36に表示される。これにより、例えば二次高調波像の画像間の変化の  
様子を視覚的に容易に把握することができる。

【0100】なお、サブトラクションを演算する場合は、造影剤を注入する前の参照画像 $IM_{ref}$  (図20参照) に対して引き算をすることが特に望ましい。

【0101】さらに、図16の構成に係る超音波診断装置を超音波ストレスエコー法と併用することができる。すなわち、超音波造影剤を静脈注入することによる超音波コントラストエコー法を、薬物負荷の前後に実施するのである。このためには、制御回路54は薬物負荷の前後における同一時相および断面の非基本波成分 $S_{2f}$ に係る断層像データをイメージメモリ回路52に記憶させる。そして、演算回路55に負荷前後における画像間の画素同士のサブトラクションなど所望の演算を行なわせ、その演算結果の画像をDSC35を介してモニタ36に表示させる。これにより、負荷の前後で血行が無くなる心筋部位を明瞭に観察できる。

【0102】(第6実施例) 第6実施例を図16(第5実施例と兼用) 及び図18~20に基づいて説明する。この第6実施例は心筋にコントラストエコー法を適用する場合であって、とくに心筋分布像を得る場合に好適な超音波診断装置に関する。詳しくは、心筋分布像を得る場合、心腔内の造影剤による輝度増強が心筋のそれよりも著しく大きいことから、心筋の造影剤による輝度増強の同定が妨げられる可能性があり、そのような事態に至ると、心筋の分布像の輝度が正確に識別できない恐れがある。

【0103】このような事態に至るのを防ぐために、この実施例の超音波診断装置は図16に示す構成を備える

一方で、マネージャ51に図18に示す処理を、またDSC35に図19に示す処理を実行させるようにしている。

【0104】図18を説明すると、心筋の分布像をコントラストエコー法で表示させる場合、マネージャ51はまず造影剤を注入する時刻 $t_0$ 。前の適宜なタイミング $t_0 - \Delta t$ において(図20参照)、図示しない装置のコントローラなどに心筋のBモードの参照画像の撮影を指示する(ステップ70、71)。この撮影によって参照画像 $IM_{ref}$ が図20に示す如く得られ、この画像 $IM_{ref}$ がモニタ36に表示されるとともに、その画像データがイメージメモリ回路52のイメージメモリに記憶される。

【0105】次いで、参照画像 $IM_{ref}$ を使って心腔領域を手動又は自動で同定する(ステップ72)。手動の場合は、オペレータがモニタ36に表示された参照画像 $IM_{ref}$ 上の心腔領域の輪郭を入力器50を操作してトレースすることで同定される。自動の場合は、例えばBモード像(参照画像 $IM_{ref}$ )の輝度レベルを所望のしきい値で弁別することで同定できる。この結果、心腔領域 $H_s$ が例えば図20のように決まる(心腔領域像 $IM_{H_s}$ 参照)。

【0106】そこで、この心腔領域像 $IM_{H_s}$ からマスク像を作成し、そのデータをイメージメモリ回路52に記憶させる(ステップ73)。

【0107】さらに、図19の処理はDSC35によって造影剤注入時刻 $t_0$ 以降、フレーム毎に実施される。まず、1フレームの画像データ(例えば、基本波像と2次高調波像との重畳画像のデータ)が生成されると、ピクセル毎に、マスク像(心腔領域像 $IM_{H_s}$ )の対応するピクセルの画素値を参照する(ステップ75)。このマスク像の対応ピクセルの画素値=零のときは表示ピクセルであると認識し、何もせずに次のピクセルのチェックに移行する(ステップ76、78)。しかし、マスク像の対応ピクセルの画素値≠零のときは、そのピクセルが非表示ピクセルであると認識し、その画素データを零にする(ステップ77)。

【0108】この結果、造影剤の注入後は、その後の時間経過に伴って造影剤の広がり及びその強度(輝度)が変化し、心腔 $H_s$ がマスクされた心筋 $H_m$ の画像(例えば、図20の $IM_1 \sim IM_3$ 参照)が刻々形成され表示されることになる。したがって、心筋分布像を得る場合、心腔領域は表示されず、心筋領域の輝度変化のみがリアルタイムに表示され、心筋の造影剤による輝度増強が的確に行える。

【0109】なお、図20の輝度曲線は、造影剤による輝度増強を分かり易く示すために、心筋の一部分の平均輝度値の変化の様子を全体像の代表値として示している。

【0110】(第7実施例) 第7実施例を図21を参照



して説明する。この第7実施例も第6実施例と同様に、心筋にコントラストエコー法を施行する場合、心腔内の造影剤による輝度増強が心筋のそれより著しく強いことに伴う表示への影響を改善しようとするもので、第6実施例のときと同様に、心腔領域を非表示領域にし、心筋領域の輝度変化のみを表示する。第6実施例と相違するのは、心腔領域を同定する手法にあり、基本波成分と非線形波成分とのレベル差あるいはレベル比に着目している。

【0111】この実施例に係る超音波診断装置は図21に示すように、第1実施例に係る図1と同一の構成を含むとともに、レシーバ回路33とDSC35の間に、心

$$(P1(\text{心腔})/P2(\text{心腔})) < (P1(\text{心筋})/P2(\text{心筋}))$$

となることが考えられるから、適当なしきい値Kを導入し、

$$【数1】 (P1/P2) < K$$

となるピクセル領域を心腔領域（又は非心筋領域）と定義することができる。

【0113】そこで、前記心腔域同定回路80は、ピクセル毎に、レシーバ回路33の出力信号のレベルP1、P2を比較して、「 $P1/P2$ 」がしきい値Kよりも小さい領域を心腔領域のピクセルとして自動的に同定する。この同定結果（すなわち、「 $(P1/P2) < K$ 」か否か）に基づいて心腔域表示制御回路81はDSC35に画像データの各ピクセルの表示/非表示情報を送る。DSC35は、その表示/非表示情報に応じてフレーム画像データの各ピクセルをマスク（非表示）する。この結果、第6実施例の場合と同様に、心腔領域を表示しない心筋分布像が得られ、心筋の造影剤による輝度増強の変化を容易に且つ精度良く画像上で同定できる。

【0114】なお、上記心腔域同定回路80で用いられる論理式は上述したものに限定されることなく、診断対象の状態に応じて変更できる。当然にしきい値Kも適宜選択するようにしてよい。

【0115】なおまた、上記第6及び第7実施例では診断対象を心筋とする場合について説明したが、これ以外にも、例えば大血管系であってもよく、その血管壁と血管内部との間の同様の表示/非表示制御に適用してもよい。

【0116】（第8実施例）第8実施例を図22及び図23を参照して説明する。この実施例は、異なる周波数の複数の超音波ビームを同時に生体内に送信し、これに基づくコントラストエコー法を実施する超音波診断装置に関する。すなわち、異なる周波数（基本波成分 $f_1$ 、 $f_2$ 、 $f_3$ 、・・・）の複数の超音波ビームを同時に生体内に送信する送信系と、生体内にて生成される、それらの基本周波数間並びにそれらの基本周波数の高調波成分間の和の周波数成分（ $f_1 + f_2$ 、 $f_2 + f_3$ 、……、 $Nf_1 + Mf_3$ 、……；M、Nは整数）及び差の周波数成分（ $f_1 - f_2$ 、 $f_2 - f_3$ 、……、 $Nf_1 - Mf_3$ 、……；M、Nは整数）の内の少なくとも1成分以上を含む周波数帯域のエコー信号を受信し信号処理できる受信・処理系と、基本波成分及び非基本波成分のコントラスト像を表示できる表示系とを備えたものであり、生体内の造影剤の非線形散乱に拠る送信周波数成分の和又は差周波数を検出し、これに基づいて生体内に超音波造影剤の分布を映像化するものである。

腔域同定回路80及び心腔域表示制御回路81を設けている。

【0112】ここで、レシーバ回路33から得られる基本波成分 $S_1$ のエコーレベルをP1、非線形波成分 $S_{NL}$ のエコーレベルをP2とする。静脈注入によるコントラストエコー法の場合、心腔領域では基本波成分及び非線形波成分の発生は共に心腔内の造影剤に起因するのに対し、心筋領域では基本波成分は主に心筋組織に起因して発生し、非線形波成分は心筋内の造影剤に起因して発生する。この状態が起こるとき、

【外1】

、……；M、Nは整数）の内の少なくとも1成分以上を含む周波数帯域のエコー信号を受信し信号処理できる受信・処理系と、基本波成分及び非基本波成分のコントラスト像を表示できる表示系とを備えたものであり、生体内の造影剤の非線形散乱に拠る送信周波数成分の和又は差周波数を検出し、これに基づいて生体内に超音波造影剤の分布を映像化するものである。

【0117】これの具体例を示す図22の超音波診断装置は、2周波数成分（ $f_1$ 、 $f_2$ ）の同時駆動を行い、その差周波数成分（ $f_1 - f_2$ ）を映像化しようとするものである。

【0118】この超音波診断装置に備えたプローブ10は前述と同様に振動子グループA及びBに機能上振り分けられ、この内、振動子グループAの振動子群を第1基本波成分 $f_1$ の送信用に、また振動子グループBの振動子群を第2基本波成分 $f_2$ の送信用に各々当てている。プローブ10の全振動子は、基本波帯域（ $f_1$ 、 $f_2$ ）とその差周波数帯域（ $f_1 - f_2$ ）の両方に十分な送受信感度を持たせている。

【0119】送信系としては図示の如く、クロック発生回路20及び送信フォーカス用の送信遅延回路21が設けられ、この送信遅延回路21の出力側に、第1のバルサ回路22a及び第1の送信共振回路23aの直列回路と第2のバルサ回路22b及び第2の送信共振回路23bの直列回路とが併設されている。この内、第1のバルサ回路22aの各パルスは第1基本波成分 $f_1$ を中心周波数にもつ駆動パルスを発生し、第2のバルサ回路22bの各パルスは第2基本波成分 $f_2$ を中心周波数にもつ駆動パルスを発生する。そして、第1の送信共振回路23aは第1基本波成分 $f_1$ を中心周波数とする設定帯域に共振可能で、振動子グループAの各振動子に接続されている。第2の送信共振回路23bは第2基本波成分 $f_2$ を中心周波数とする設定帯域に共振可能で、振動子グループBの各振動子に接続されている。これらの送信共振回路23a、23bは、各々、前述したと同様に機能するので、パルサが完全なSin波駆動ではなくて駆動パルスの高調波成分が含まれていたとしても、それらの



高調波成分は除去され、第 1、第 2 基本波成分  $f_1$ 、 $f_2$  からなる駆動パルスが各々、振動子グループ A、B に供給される。

【0120】上記第 1、第 2 の送信共振回路 23 a、23 b のパルサ側端は、全チャンネル分のプリアンプを搭載したプリアンプ回路 30 を介して受信遅延・加算回路 31 に接続されている。この回路 31 の出力端は、第 1 基本波成分  $f_1$  を抽出する基本波用 BPF 32 a と差周波数成分「 $f_1 - f_2$ 」を抽出する差周波用の BPF 32 b とを並列に介して、レシーバ回路 33 に接続されて

いる。このレシーバ回路 33 の出力側には DSC 35、モニタ 36 が順次設けられている。

【0121】このため、プローブ 10 により受信された基本波成分 ( $f_1$ 、 $f_2$ ) および差周波数成分「 $f_1 - f_2$ 」を含むエコー信号は、非共振状態の送信共振回路 23 a、23 b を経てプリアンプ回路 30 に送られる。このプリアンプ回路 30 でチャンネル毎に増幅されたエコー信号は、受信遅延・加算回路 31 で受信フォーカスが掛けられる。この受信処理がなされたエコー信号の中から、基本波用 BPF 32 a により一方の基本波成分  $f_1$  のエコー信号  $S_{f_1}$  が抽出され、差周波数用 BPF 32 b により差周波数成分「 $f_1 - f_2$ 」のエコー信号  $S_{f_1 - f_2}$  が抽出され、各々がレシーバ回路 33 に送られ、包絡線検波や対数圧縮の処理に付される。この結果、一方の基本波成分  $f_1$  及び差周波数成分「 $f_1 - f_2$ 」のエコー信号  $S_{f_1}$ 、 $S_{f_1 - f_2}$  に基づく B モード像の画像データが個別につくられ、これらが DSC 35 を介してモニタ 36 に送られて分割像或いは重畳像として表示される。

【0122】したがって、本実施例によっても第 1～第 4 実施例と同等の効果が得られるほか、差周波数成分に基づく B モード像を映像化するため、2 次高調波は、送信時に発生し易いが、差周波数成分が発生することはない。したがって、2 次高調波を利用するより S/N 比良く検出できる可能性があるという特別の利点もある。

【0123】なお、この第 8 実施例では超音波ビームの同時駆動数を「2 周波」としたが、「3 周波」以上であってもよい。また、基本波像を形成する基本波成分としては上述していないもう一方の第 2 基本波成分  $f_2$  を用いるようにしてもよい。さらに、基本波像とベアを成す、造影剤の散乱に基づく画像は和周波数成分を使って生成するようにしてもよい。さらに、この実施例において、第 1 実施例同様に送受信系に対して種々の変形が可能である。

【0124】さらに、複数の周波数の超音波ビームを同時に送信する構成に対しては、複数の周波数成分が線形加算された時間波形を送信できる送信器、シンセサイザ等を備えることもできる。

【0125】(第 9 実施例) 第 9 実施例を図 24 に基づいて説明する。この実施例に係る超音波診断装置も第 8

実施例と同様に、生体内で発生した、送信ビーム信号の周波数成分間の和または差の周波数成分を検出・表示することにより、生体内の造影剤の分布の映像化を目的にしている。

【0126】この超音波診断装置に用いるプローブ 10 は複合型プローブであって、フェーズド・アレイ・プローブ 10 a とシングルプローブ 10 b とを備えている。フェーズド・アレイ・プローブ 10 a は、2 つの基本波成分  $f_1$ 、 $f_2$  の内の一方  $f_1$  の送受信及びそれらの差周波数成分「 $f_1 - f_2$ 」の受信を担っており、「 $f_1 - f_2$ 」～ $f_1$  の周波数帯域に十分な超音波送受信感度を有している (図 23 (a) または (b) 参照)。これに対し、シングルプローブ 10 b はもう一方の基本波成分  $f_2$  の送信専用であり、その基本波成分  $f_2$  の帯域に十分な送信感度を持たせている。

【0127】また、第 8 実施例と同様に、送信系には第 1、第 2 のパルサ回路 22 a、22 b が設けられ、第 1 基本波成分  $f_1$  の駆動パルスを出力する第 1 のパルサ回路 22 a がフェーズド・アレイ・プローブ 10 a にチャンネル毎に接続されるとともに、第 2 基本波成分  $f_2$  の駆動パルスを出力する第 2 のパルサ回路 22 b がシングルプローブ 10 b に接続されている。また、フェーズド・アレイ・プローブ 10 a には受信・処理系のプリアンプ回路 30 が接続され、これ以降は、第 8 実施例と同一に信号処理される。フェーズド・アレイ・プローブ 10 a とシングルプローブ 10 b から個々に放射される 2 つの超音波ビーム信号は、所望の診断部位の位置で交差するようにビーム方向、位置が設定されるとともに、その交差領域を示す画像がモニタ 36 に表示されるようになっている。

【0128】この結果、上記交差領域、すなわち診断部位に受信フォーカスされるように受信遅延・加算回路 31 により遅延加算処理することで、第 8 実施例と同様に、第 1 基本波成分  $f_1$  及び差周波数成分「 $f_1 - f_2$ 」のエコー信号に基づく B モード像が得られる。この実施例では、2 つの基本波成分  $f_1$ 、 $f_2$  の内、第 2 基本波成分  $f_2$  をシングルプローブ 10 b で送信するので、フェーズド・アレイ・プローブは従来用いられているプローブを流用して構成できるという独特の効果がある。

【0129】なお、上記シングルプローブはビーム方向を機械的に偏向可能な構成であってもよい。また、送信共振回路を第 1 のパルサ回路及びシングルプローブ間と第 2 のパルサ回路及びフェーズド・アレイ・プローブ間とに各々介挿させる構成も可能である。

【0130】(第 10 実施例) 本発明の第 10 実施例を図 25 を参照して説明する。

【0131】この第 10 実施例は受信可能な非線形波成分 (高周波、分調波、超音波または和／差周波数) を発する反射エコー源の移動速度の演算および表示に関す

る。

【0132】同図に示す超音波診断装置は、第1実施例、すなわち図1と同一の構成に加えて、速度演算部90を受信・処理系に備えている。具体的には、2次高調波成分を抽出する非線形波用BPF32bの出力側が速度演算部90を介してDSC35に至るとともに、基本波用BPF32aの出力側がレシーバ回路33を介してDSC35に至る。速度演算部90は、従来周知のドブラ法または相互相関法などの手法を用いて2次元の運動速度データを演算するようになっている。

【0133】このため、受信遅延・加算回路31により受信フォーカスが掛けられた基本波成分および非基本波成分を含むエコー信号は、基本波用BPF32aから基本波成分のみのエコー信号 $S_f$ としてレシーバ回路33に送られる。このため、レシーバ回路33から、組織の形態情報としてのBモード像（基本波像）データがDSC35に供給される。これに対して、非基本波用BPF32bからは、全エコー信号の内の2次高調波成分から成るエコー信号 $S_{2f}$ が抽出されて速度演算部90に送られる。速度演算部90は例えば特開平6-114059号に示す如く構成されており、特に、対象部位の先験的に知られている速度範囲に対応する周波数帯域のみのドブラ信号を抽出するフィルタを備えている。この速度演算部90により、このエコー信号 $S_{2f}$ に基づいて、2次高調波成分を発生させるエコー反射源、例えばコントラストエコー法施行時の超音波造影剤（すなわち静脈血流）を含む2次元分布の運動速度データが演算される。この運動速度データはDSC35を介して、前述のBモード像データと共にモニタ36に送られ、例えばBモード像を背景とした速度分布像が表示される。これにより、組織内（例えば心筋内）の血流速度が評価できるといふ利点がある。

【0134】なお、スキャン面のBモード像上に設定した関心領域のエコー源の運動速度を同時に演算させ、その時間変化を表示させるようにしてもよい。

【0135】（第11実施例）本発明の第11実施例を図26を参照して説明する。この実施例に係る超音波診断装置は、超音波造影剤によるコントラストエコー法適用時に、基本波成分のエコーレベルに基づく心筋のような組織の形態情報と、非基本波成分のエコーレベルに基づく組織内血流情報とに加え、基本波成分のエコーレベルに基づいて組織（例えば心筋）の運動速度を演算できるようにし、それら三者、すなわち「組織形態情報」、  
「組織内血流情報」、及び「組織運動速度」を同時に表示できるようにしたものである。

【0136】これを具体的に説明すると、この超音波診断装置は図1（第1実施例）と同等の構成に加えて、クラッタ除去フィルタ91、血流用速度演算部92、及び組織用速度演算部93を図示の如く備えている。すなわち、基本波用BPF32aの出力端とDSC35の間

に、一方のレシーバ回路32a、不要なクラッタ成分を除するクラッタ除去フィルタ91及び血流の運動速度を演算する血流用速度演算部92の直列構成、ならびに心筋などの組織の運動速度を演算する組織用速度演算部93が並設されている。

【0137】非基本波用BPF32bは、もう一方のレシーバ回路32bを介してDSC35に至る。

【0138】この内、組織用速度演算部93としては例えば特開平5-84246号で開示された構成のものが知られている。すなわち、受信フォーカスが掛けられたエコー信号を位相検波部でドブラ周波数について位相検波し、この位相検波信号からフィルタ部のLPFにより血流や心臓の弁などに因るドブラ信号を除去し、このフィルタリングされたエコー信号を使って、周波数解析部により、自己相関法やFFT法の手法に基づいて組織のドブラ偏移周波数の2次元分布のデータを算出するようにしたものである。したがって、この血流用組織演算部92では、上記ドブラ偏向移周波数の2次元分布データを使って組織の運動速度の最大値や平均値が求められる。なお、上記周波数解析部の解析手法としては、相互相関法であってもよい。

【0139】このために、受信遅延・加算回路31により受信フォーカスを掛けられた、基本波成分及び非基本波成分を含むエコー信号の中から、基本波用BPF32aで基本波成分 $S_f$ が抽出され且つ非基本波用BPF32bで2次高調波成分 $S_{2f}$ が抽出される。この内、基本波成分 $S_f$ のエコー信号は、レシーバ回路32aによりBモード像の画像データに生成される一方で、クラッタ除去フィルタ91及び血流用速度演算部92により血流の速度分布像（例えばカラードブラ（CFM）像）の画像データに生成され、且つ、組織用速度演算部93により組織（例えば心筋）の運動速度分布像の画像データに生成される。一方、2次高調波成分 $S_{2f}$ のエコー信号は、もう一方のレシーバ回路32bにより2次高調波成分のBモード像の画像データに生成される。これら4通りの画像データはDSC35に各々送られた後、その時点で指令されている表示態様のフレーム画像データに変換され（各画像データの取捨選択及び合成を含む）、モニタ36で表示される。

【0140】この表示例を、静脈注入による超音波造影剤に係るコントラストエコー法を心臓に適用した場合について図27で説明する。同図に示すように、受信・処理系の基本波系のレシーバ回路33aを通過したエコー信号が心臓のBモード像IMfの画像データを成し、これにより心筋の形態情報や心筋の動きの視覚情報を提供する。また、受信・処理系の2次高調波系を通過したエコー信号が心筋内血流の分布像（perfusion）IM<sub>2f</sub>の画像データを提供する。表示の一態様として、DSC35にて、両者IMf及びIM<sub>2f</sub>の画像データを重畳することで、複合画像IM<sub>2f</sub>がモニタ36に表示され、こ

の心筋内の血流灌流領域 $R_c$ （画像 $I_{M_{1111}}$ 中の黒塗りの部分）がリアルタイムに可視化される。

【0141】また上記基本波系の組織用速度演算部93を通過したエコー信号が心筋の運動速度の2次元分布像の画像データを成す。そこで、この運動速度の2次元分布像（図示せず）をそのまま表示させるようにしてもよいし、また例えばDSC35にてピクセル毎に速度 $V > V_t$ （ $V_t$ ：与えられた閾値）か否かを判定し、この判定条件に合致した、閾値 $V_t$ 以上の運動速度の2次元分布像 $I_{Mv}$ の画像データが形成される。この2次元分布像 $I_{Mv}$ を表示させることにより、心筋の壁運動異常領域 $R_w$ （画像 $I_{Mv}$ 中の白抜きの部分）が可視化される。さらに別の表示態様として、上述の如く閾値処理された心筋運動速度の2次元分布像 $I_{Mv}$ と心筋Bモード像 $I_{M_r}$ 及び心筋内血流分布像 $I_{M_f}$ との三者をDSC35にて重畳演算する（壁運動異常領域 $R_w$ と血流灌流領域 $R_c$ との論理積を演算する）。これにより、モニタ36には、複合画像 $I_{M_{1111}}$ が表示され、心筋Bモード像を背景にして、心筋壁の運動は止まっている（詳細には、壁運動速度がある閾値以下）が、血流は灌流しているという、診断上興味深い領域 $R_{11}$ がリアルタイムに可視化される。

【0142】このように、本実施例によれば、例えば心筋を形態・運動・血液灌流の各観点から個別にリアルタイムに診断できる一方で、それらを総合的にリアルタイムに診断でき、いわゆる心筋のバイアビリティ評価が可能になる。これにより、従来に無い有用な情報を提供することができる。

【0143】（第12実施例）本発明の第12実施例を図28～図30に基づいて説明する。この実施例の超音波診断装置は超音波造影剤に係る非基本波成分による画像データを一定時間間隔で収集し、この収集データから輝度変化曲線（TDC：Time Density Curve）を演算するとともに、この変化曲線の特徴量（パラメータ）を演算するようにしたものである。

【0144】図28に示すこの実施例の超音波診断装置は、前述した図1（第1実施例）の構成に加えて、上述の一定時間間隔の画像データ収集を行うために、ECG（心電計）95、ECG用アンプ96、及びトリガ信号発生器97を備えている。ECG95は被検者の各心相の心電図情報（ECG信号）をECG用アンプ96を介してトリガ信号発生器97に送ってくる。このトリガ信号発生器97は、ECG信号の内の例えばR波の立上りに応答したトリガパルスを生成してクロック発生回路20の送受タイミング決定部及びDSC35に送る。このため、クロック発生回路20の送受タイミング決定部は、トリガパルス到来からの一定時間のカウントによって、ECG信号の各周期における最適なデータ収集タイミング $T_n$ を決め、このタイミング $T_n$ に合致した送受信タイミングを含む一連の送受信を送信系及び受信・処理

系に行なわせる。このデータ収集タイミング $T_n$ は、例えば図29（a）に示す如く左心室拡張末期（例えばR波から一定時間後）に設定される。したがって、このようにECG同期されたデータ収集タイミング $T_n$ の到来毎に画像データが収集されることになる。

【0145】さらに、この超音波診断装置はその受信・処理系の一部として、DSC35に接続されたイメージメモリ回路98、輝度変化曲線演算部99、及びパラメータ演算部100を備えている。イメージメモリ回路98はDSC35に送られてきた非基本波成分としての2次高調波成分の画像データをデータ収集タイミング $T_n$ 毎に逐一記憶する。輝度変化曲線演算部99はCPU機能を有し、イメージメモリ回路98に記憶した画像データの内、心筋の一部に設定されたROI（このROIは事前に、又は画像収集後に設置される）の位置に対応した画像データを読み出して輝度変化曲線TDCのデータを演算する。

【0146】これにより、各心周期におけるECG同期されたデータ収集タイミング $T_n$ 毎に（図29（a）参照）、例えば左室短軸像（同図（b）参照）の画像データが収集され、これらの画像データがイメージメモリ回路98に格納される。そこで、輝度変化曲線演算部99により全画像データ収集後に、各画像データのROI位置相当のデータが読み込まれ、ROI内データを平均するなどの演算を行なって、造影剤注入時刻 $t_0$ からの経過時間 $t$ に対する輝度の変化データ（図29（c）参照）が演算される。なお、この演算は画像データ収集中に一定タイミング毎に行なうことも可能で、これによりイメージメモリ回路98のメモリ容量を減らすことができる。

【0147】さらに輝度変化曲線演算部99とDSC35の間にはパラメータ演算部100を設けている。このパラメータ演算部100はCPU機能を有し、図30の処理を順次行なうようになっている。すなわち、輝度変化曲線演算部99における輝度変化曲線のデータ演算が完了したか否かを判断し（図30ステップ100a）、完了した場合、その曲線データのフィッティング処理を行なう（同図ステップ100b）。このフィッティング処理は、得られた輝度変化曲線のデータに対して適当な関数（ガンマ関数、ガウス関数、指数関数など）でフィッティングするもので、これによりノイズや測定誤差の影響を低減させ、本質的な輝度変化が抽出される。なお、このフィッティング処理は輝度変化曲線演算部99で行なう構成にすることもできるし、必要ある場合のみ行なうようにすることもできる。

【0148】パラメータ演算部100ではさらに、フィッティング処理した輝度変化曲線データを使って、輝度変化曲線の特徴量を表わす各種のパラメータ、例えば最大輝度レベル $L_{max}$ 、最大輝度時刻 $t_{max}$ 、輝度半減レベル $L_{50}$ 、輝度半減時刻 $t_{50}$ 、輝度半減時間（＝最大輝度

時刻  $t_{val}$  (輝度半減時刻  $t_{hr}$ )、最大輝度到達時間 (注入時刻  $t_0$  - 最大輝度時刻  $t_{val}$ )、コントラスト持続時間 (閾値以上の輝度レベルの持続時間) などが演算される (同図ステップ 100c 参照)。

【0149】このように演算されたパラメータのデータは、輝度変化曲線のデータと共に DSC 35 に送られ (同図ステップ 100d 参照)、例えば基本波像  $I_{M1}$  及び 2 次高調波像  $I_{M2}$  の重畳画像  $I_{M1+2}$  との分割表示の態様にて、モニタ 36 に表示される。

【0150】これにより、前述した第 1 実施例と同等な利点のほか、超音波造影剤を用いたコントラストエコー法の実施時に、造影剤、すなわち組織内血流分布像のみの輝度変化及びその特徴量を心周期に影響されない状態で自動的に把握することができ、診断上有益な情報を得ることができる。

【0151】なお、この実施例で設定する ROI 数は複数であってもよい。また画像の収集タイミングは ECG 同期タイミングに限らず、単に定時間間隔やフレーム毎のタイミングであってもよい。さらに収集した画像データの記憶手段も自己の装置内のイメージメモリ回路に限定されず、装置に接続された MO (光磁気ディスク) やワークステーションであってもよい。

【0152】なお、上記第 1 2 実施例において、周知の如く、輝度変化曲線は組織の同一部位を対象とした場合でないとその意味をなさない可能性が大きい。このため、輝度変化曲線のデータは通常、(1) 動かない組織 (腹部臓器など)、(2) ECG 同期された心筋像、などを対象としている。しかし、これでも組織がわずかに動く場合、フレーム毎に ROI の位置を微調整する手段を付加するようにしてもよい。ROI の微調整は、簡便的には、マウス等で ROI の位置を微調整するマニュアル微調機構で行うようにしてもよい。

【0153】さらに、上述した第 1 2 実施例の処理を拡大して、収集された各画像の全ピクセルまたは全ての複数ピクセルの組に対して同様の演算を、輝度変化曲線演算部及びパラメータ演算部に実行させるように構成し、これにより例えば最大輝度レベルなどのパラメータを 2 次元表示させることもできる。この結果、最大輝度レベルの 2 次元分布を一目で観察できるようになり、診断上有益な手立となる。

【0154】なお、本発明によれば非基本波成分を意図的、積極的に抑圧する抑圧手段としては、基本波成分のみを通す送信系フィルタを用いることもできる。

【0155】また本発明における抑圧手段としてフィルタや直列共振による送信共振回路を用いる場合、図 3 1 (a)、(b) のような配置構成を採ることもできる。すなわち同図 (a) では、プローブ 10 とパルサ回路 2、2 及びブリアンプ回路 30 との間にフィルタ 110 を挿入するとともに、送信時にこのフィルタ 110 のみを作動させ、且つ受信時にこのフィルタ 110 を回路から切

り離して受信用のバイパス路を形成する切換スイッチ 111 を設けたものである。また同図 (b) では、同じくプローブ 10 とパルサ回路 2 2 及びブリアンプ回路 30 との間に送信共振回路としての直列共振用インダクタンス 112 を挿入し、このインダクタンス 112 と並列に送信時オフ、受信時オンとする切換スイッチ 113 を設けたものである。これらの回路構成によっても前述のものと同等の作用効果が得られる。

【0156】

【発明の効果】本発明の超音波診断装置は、超音波および電気量の信号を互いに双方向に変換可能なプローブと、基本波成分に対する非基本波成分のレベルを減少させて実質的にその基本波成分の励振周波数から成る電気量の駆動パルス信号を前記プローブに与える送信手段と、前記プローブから出力される電気量のエコー信号を受信して該エコー信号から前記基本波成分および非基本波成分に関する画像データを生成する受信処理手段と、その画像データを表示する表示手段と、を備えたことを要部とするので、周囲からの組織エコーの影響が大きい部位 (心筋、臓器実質など) でも、静脈注入によるコントラストエコー法を実施して、造影剤による輝度増強の像を的確に得ることができる。

【0157】特に、心筋分布像による心筋内血流の灌流域の評価を静脈注入によるコントラストエコー法により可能にする。

【0158】さらに、心壁の運動情報と心筋血流の灌流情報を同時に収集・評価できるとともに、狭心症の診断に使われるストレスエコー法において、それぞれの負荷状態での心壁の運動情報と心筋血流の灌流情報を同時に収集・評価できるなど、より総合的な診断が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 2】送信共振回路の一例を示す回路図。

【図 3】第 1 実施例で得られる画像の例を示す図。

【図 4】送信共振回路の他の例を示す回路図。

【図 5】第 1 実施例の変形例に係る超音波診断装置の部分ブロック図。

【図 6】第 1 実施例の別の変形例に係る超音波診断装置の部分ブロック図。

【図 7】第 1 実施例のさらに別の変形例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 8】第 1 実施例のさらに別の変形例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 9】本発明の第 2 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 10】本発明の第 2 実施例の変形例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 11】(a)、(b) は各々、振動子の周波数特性

を示す図。

【図 1 2】本発明の第 3 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 1 3】本発明の第 3 実施例の変形例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 1 4】(a) ~ (c) は各々、振動子の周波数特性を示す図。

【図 1 5】本発明の第 4 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 1 6】本発明の第 5 および第 6 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 1 7】(a), (b) は各々、マネージャの処理例を示す概略フローチャート。

【図 1 8】本発明の第 6 実施例に係る超音波診断装置のマネージャの処理例を示す概略フローチャート。

【図 1 9】本発明の第 6 実施例に係る超音波診断装置の D S C の処理例を示す概略フローチャート。

【図 2 0】造影剤の注入に伴う輝度変化曲線と心筋の 2 次高調波像の変化を示す説明図。

【図 2 1】本発明の第 7 実施例に係る超音波診断装置の 20 ブロック図。

【図 2 2】本発明の第 8 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 2 3】(a), (b) は振動子の周波数特性を示す図。

【図 2 4】本発明の第 9 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 2 5】本発明の第 1 0 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 2 6】本発明の第 1 1 実施例に係る超音波診断装置 30 のブロック図。

【図 2 7】第 1 1 実施例における各種画像の組合せ例を示す図。

【図 2 8】本発明の第 1 2 実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 2 9】E C G 信号、画像収集タイミング、および輝

度変化曲線 (T D C) の関係を説明する図。

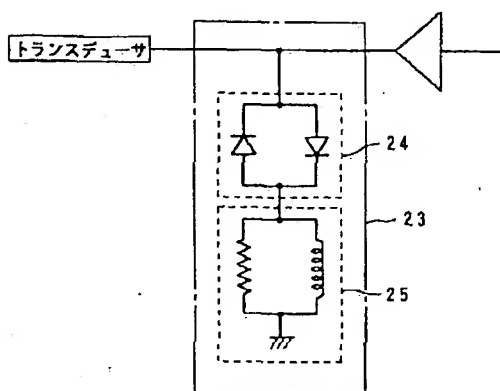
【図 3 0】輝度変化曲線の特徴量のパラメータを演算するためのフローチャートの概略図。

【図 3 1】(a), (b) は抑圧手段及びその配置の変形例を示す図。

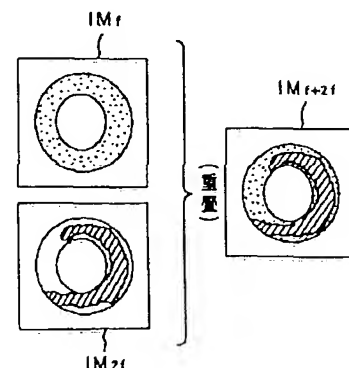
【符号の説明】

- 1 0, 1 0 a, 1 0 b プローブ
- 1 1 装置本体
- 2 0 クロック発生回路 (送信手段)
- 2 1 送信遅延回路 (送信手段)
- 2 2, 2 2 a, 2 2 b パルサ回路 (送信手段)
- 2 3, 2 3 a, 2 3 b 送信共振回路 (送信手段/抑圧手段)
- 3 0, 3 0 a, 3 0 b プリアンプ回路 (受信手段)
- 3 1, 3 1 a, 3 1 b 受信遅延・加算回路 (受信手段)
- 3 2 a, 3 2 b B P F (受信手段)
- 3 3, 3 3 a, 3 3 b レシーバ回路 (受信手段)
- 3 5 D S C (表示手段)
- 3 6 モニタ (表示手段)
- 5 0 入力器
- 5 1 マネージャ
- 5 2 イメージメモリ回路
- 5 3 スピーカ
- 5 4 制御回路
- 5 5 演算回路
- 8 0 心腔同定回路
- 8 1 心腔表示制御回路
- 9 0 速度演算部
- 9 3 組織用速度演算部
- 9 5 E C G
- 9 6 E C G 用アンプ
- 9 7 トリガ信号発生器
- 9 8 イメージメモリ回路
- 9 9 輝度変化曲線演算部
- 1 0 0 パラメータ演算部

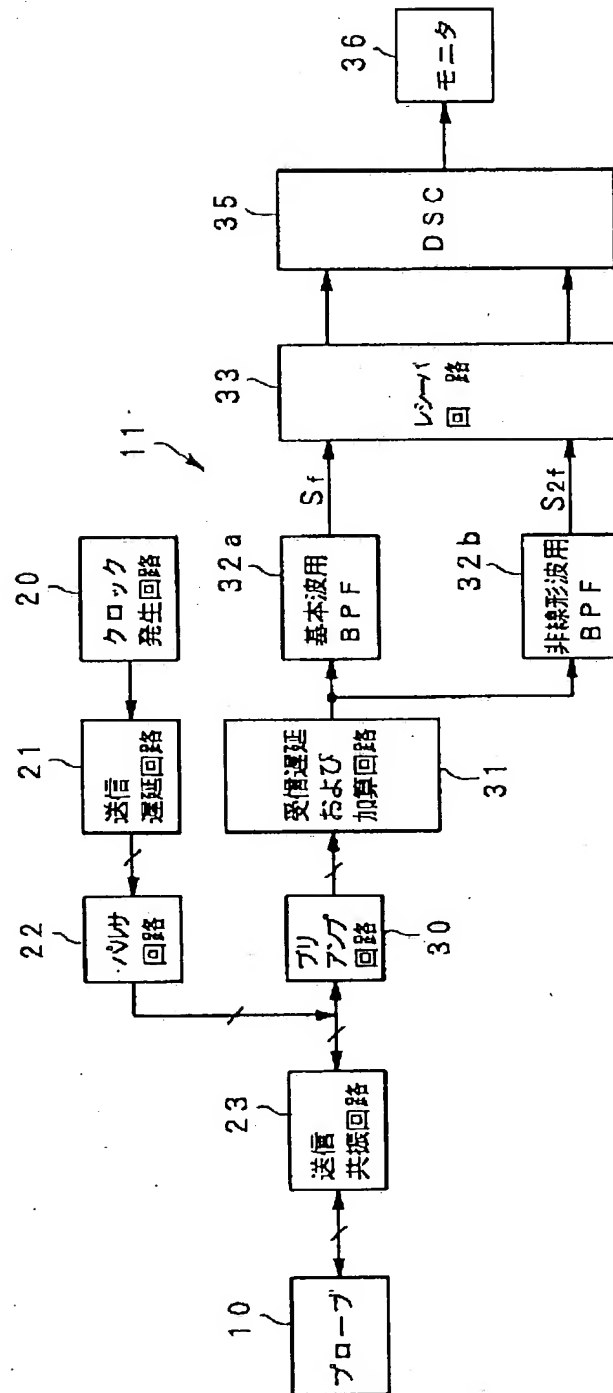
【図 2】



【図 3】

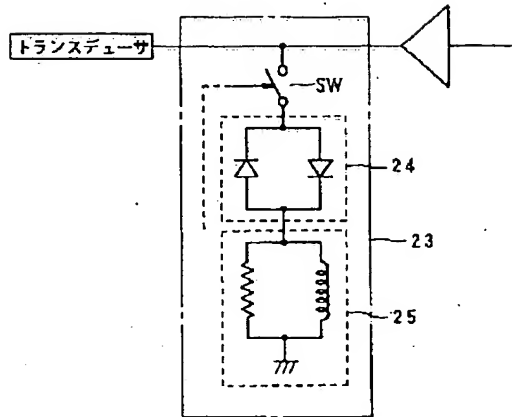


【図 1】

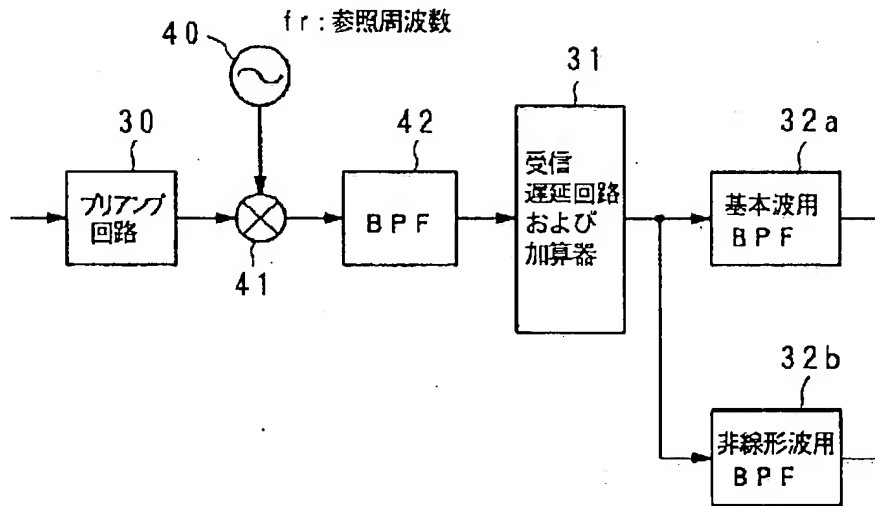




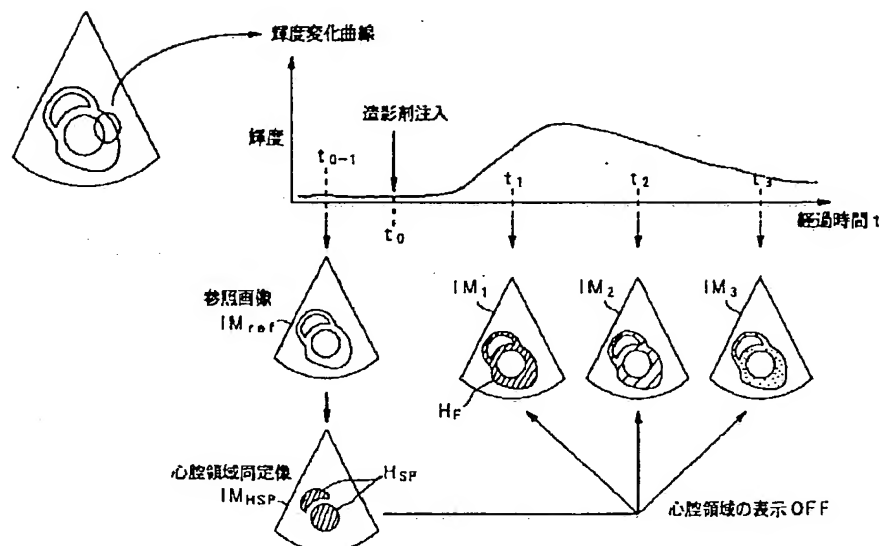
【図 4】



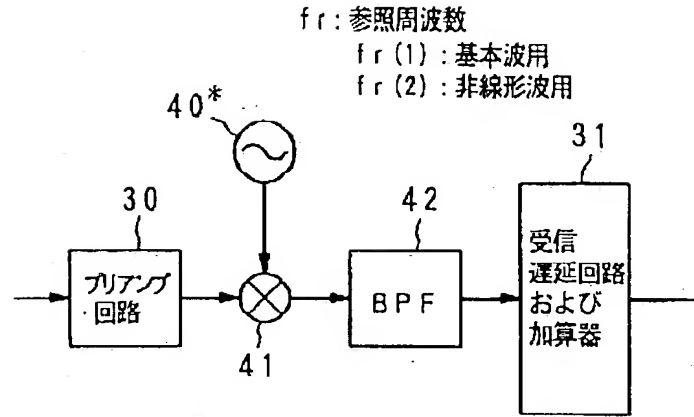
【図 5】



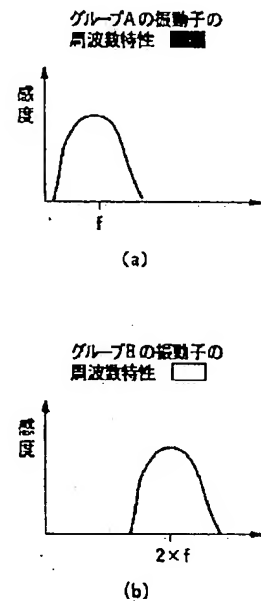
【図 20】



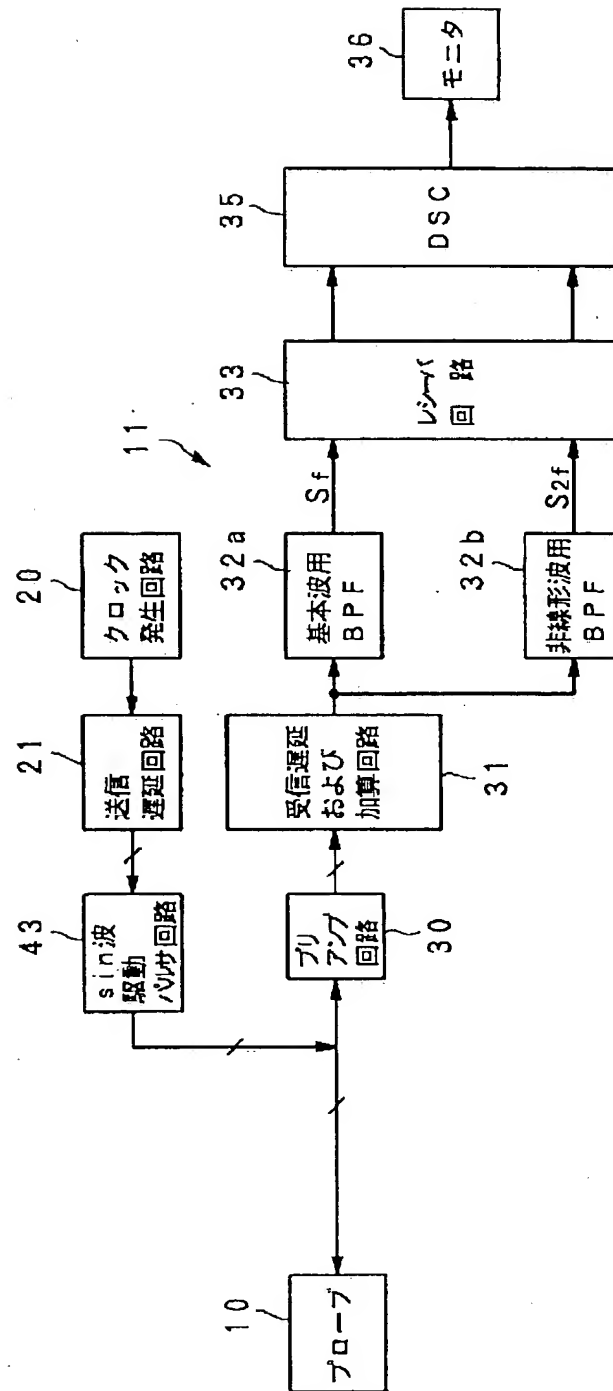
【図 6】



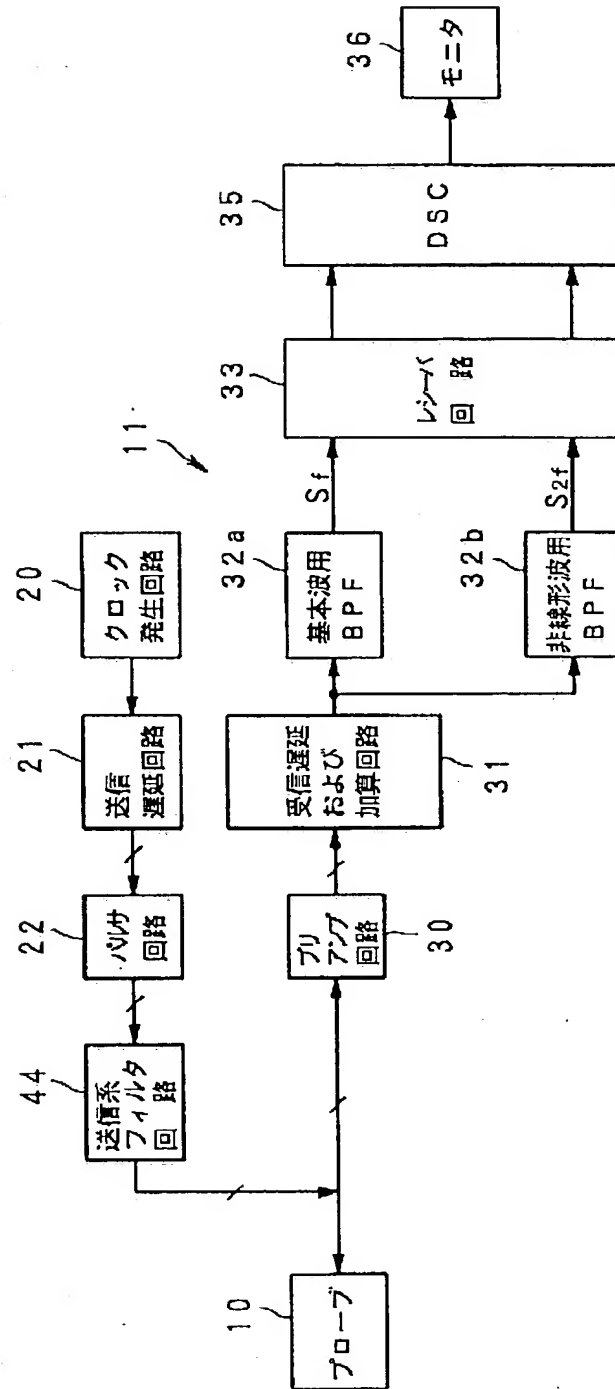
【図 11】



【図 7】

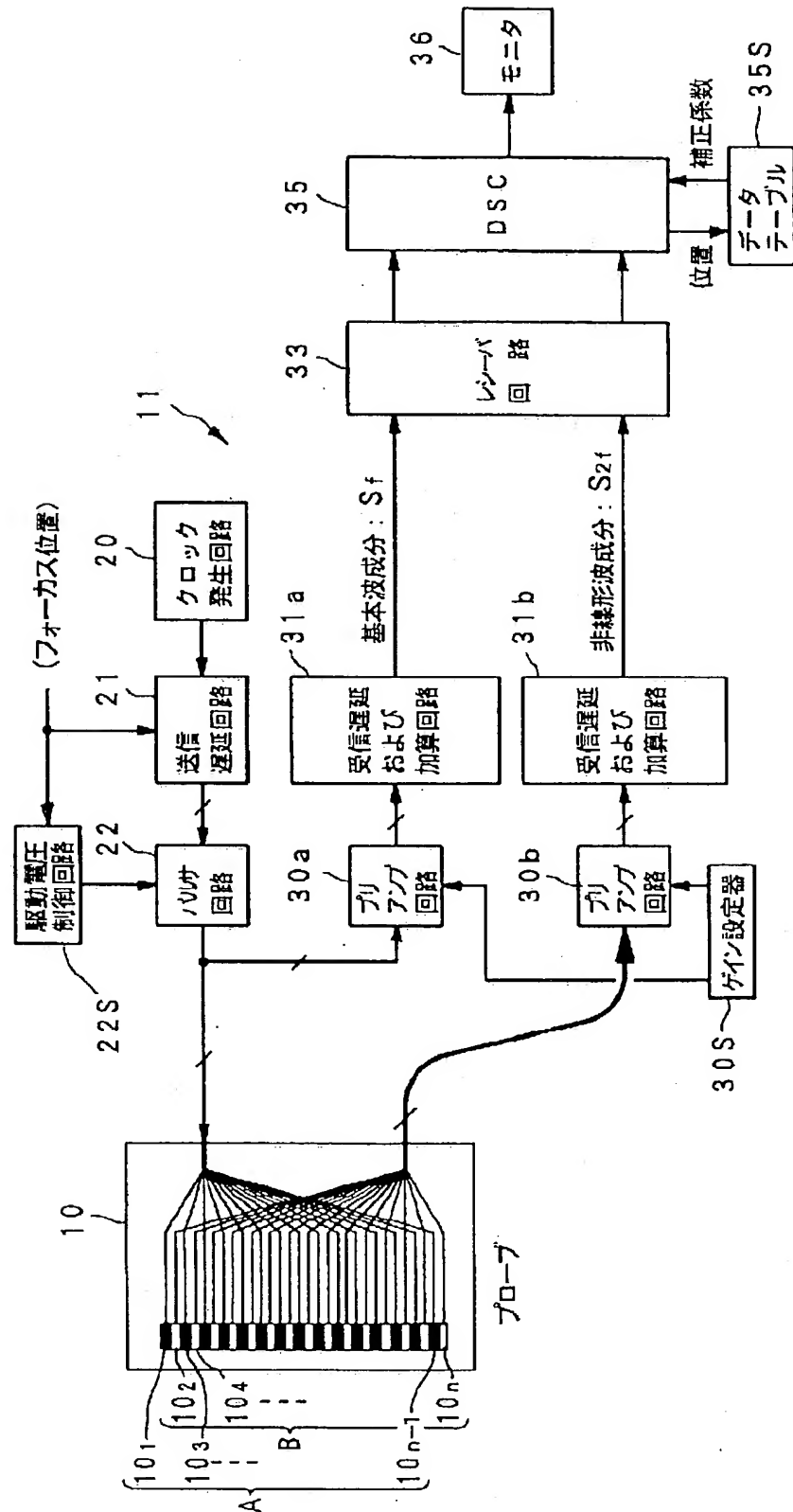


【図8】

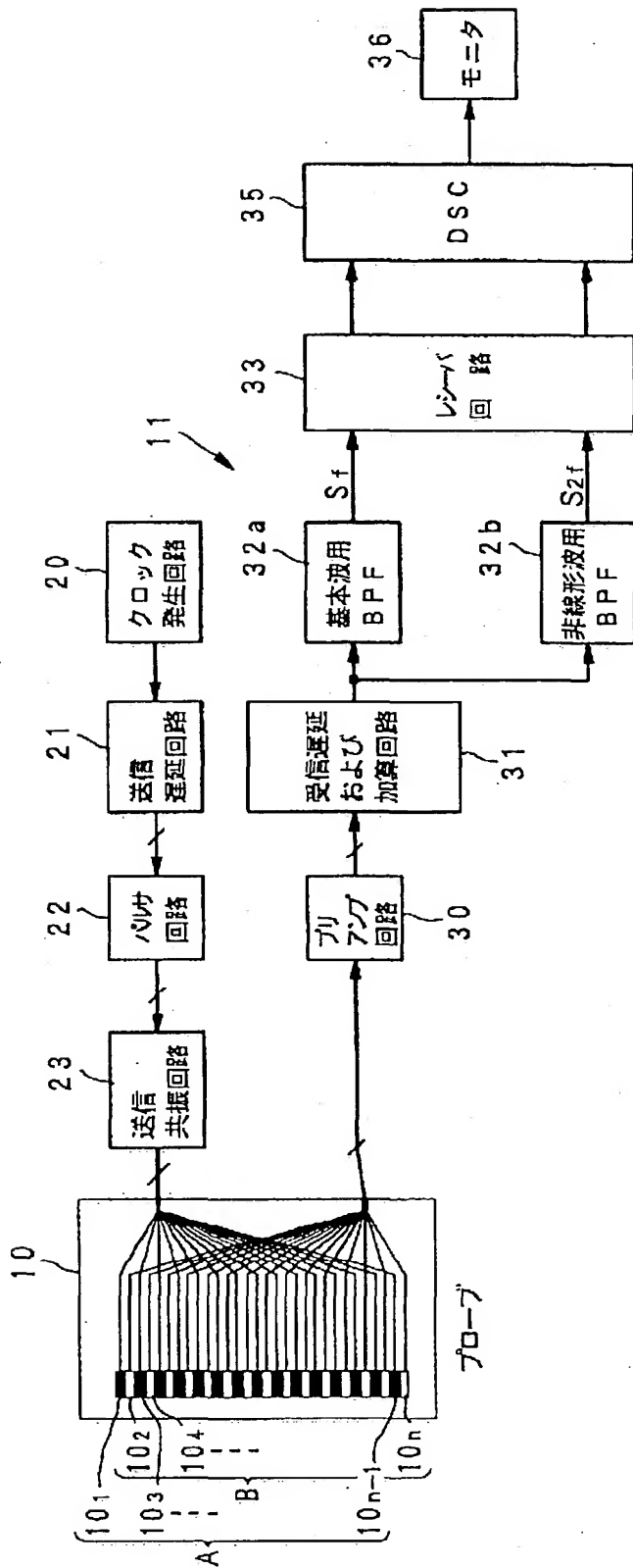




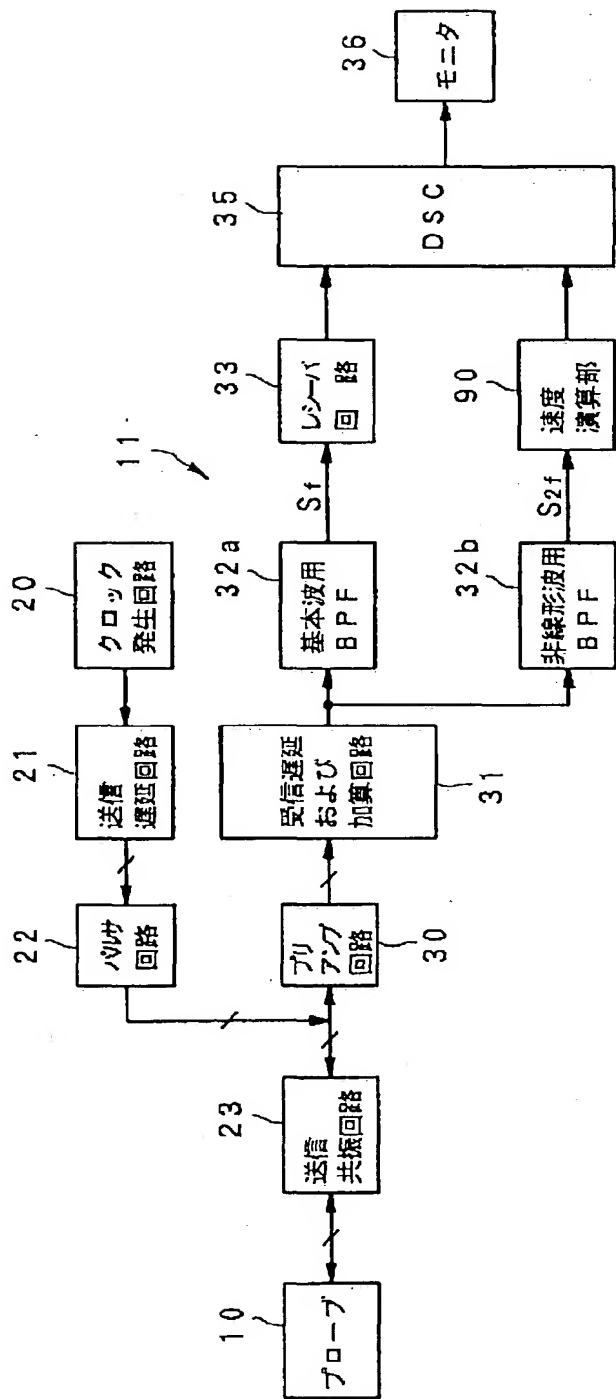
【図 10】



【図 12】

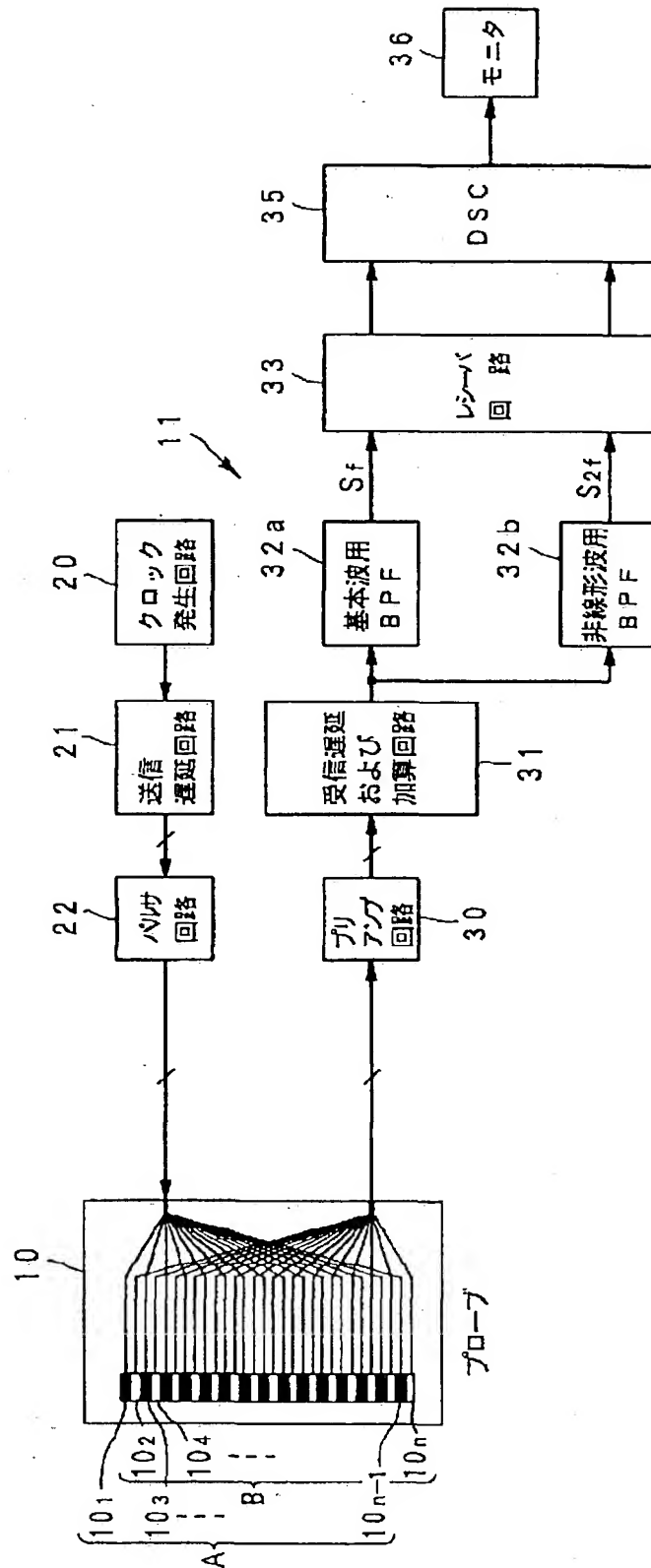


【図 25】

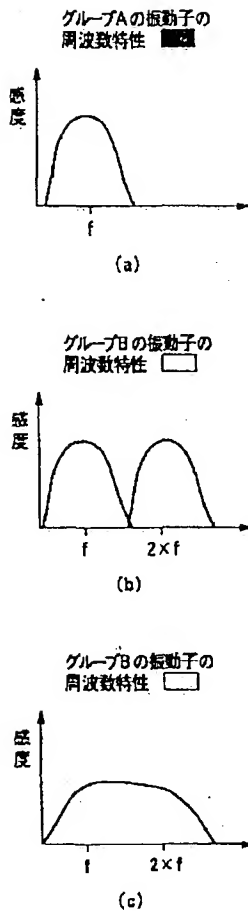




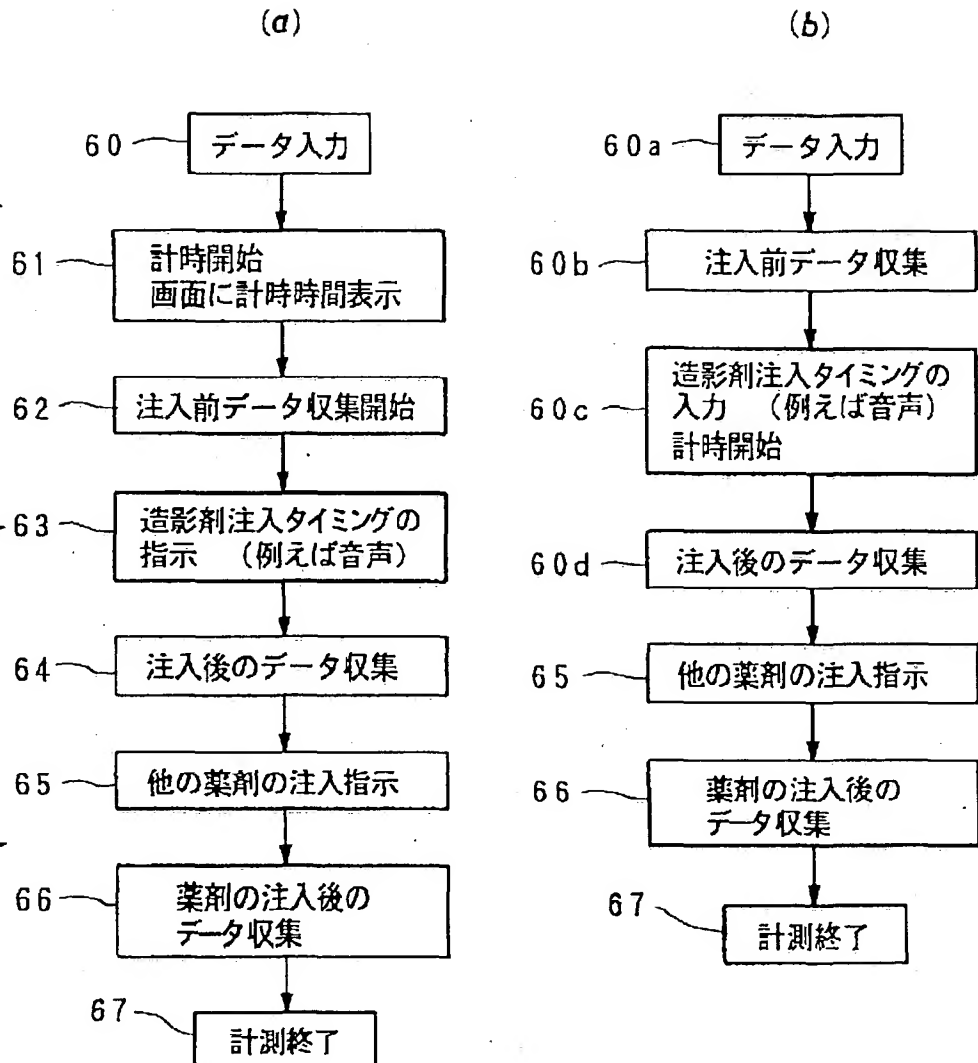
【図13】



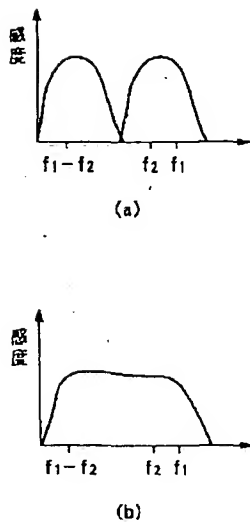
【図 1 4】



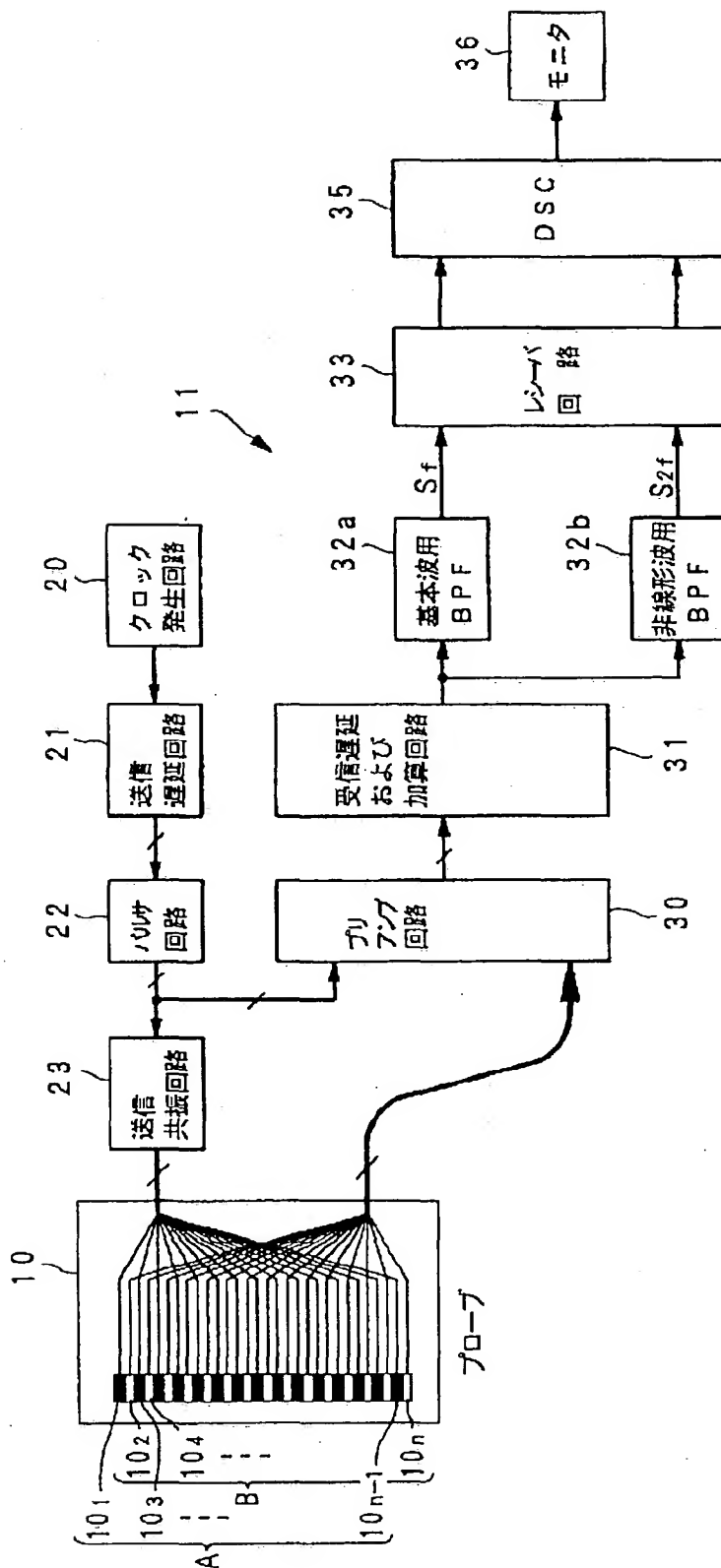
【図 1 7】



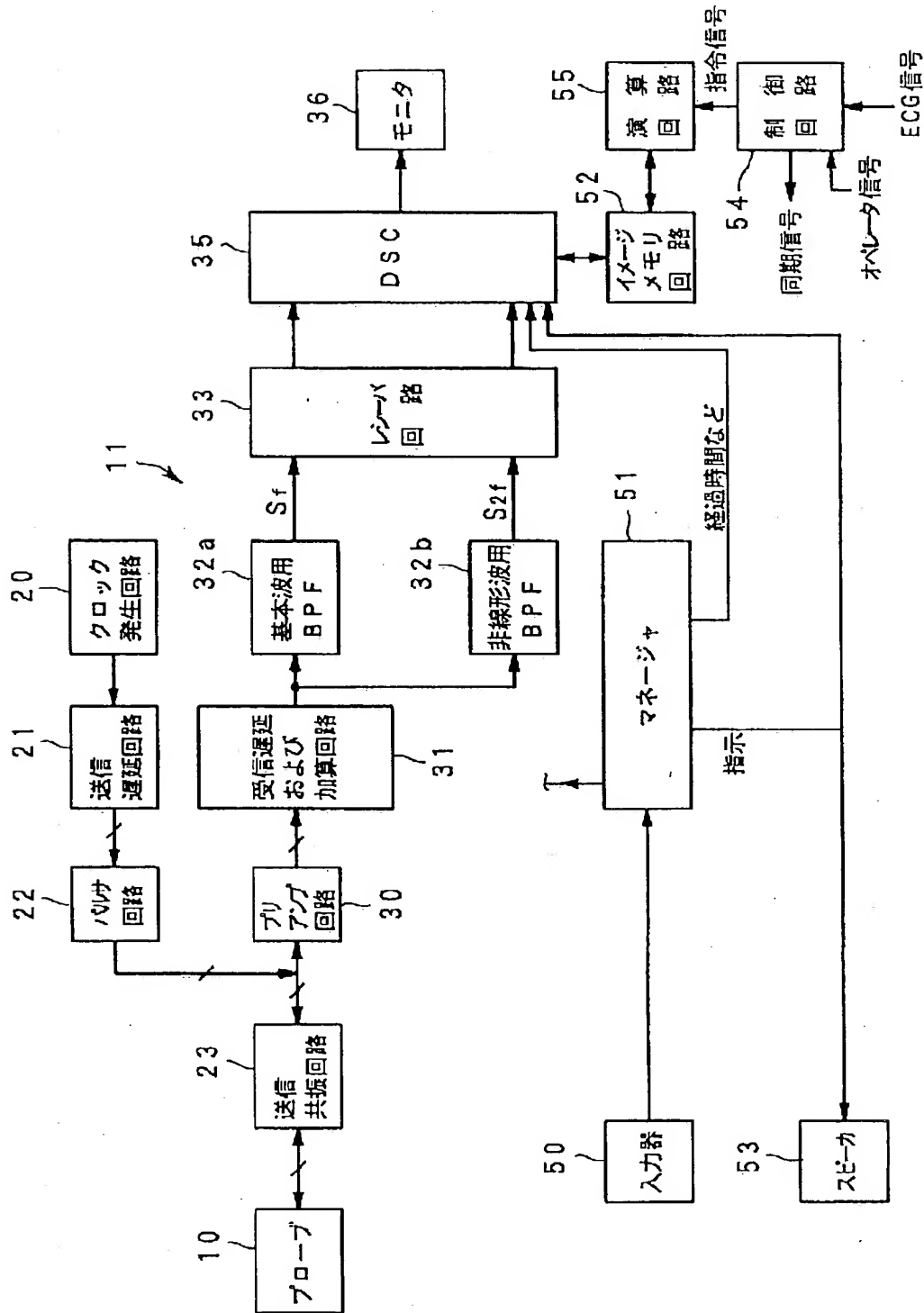
【図 2 3】



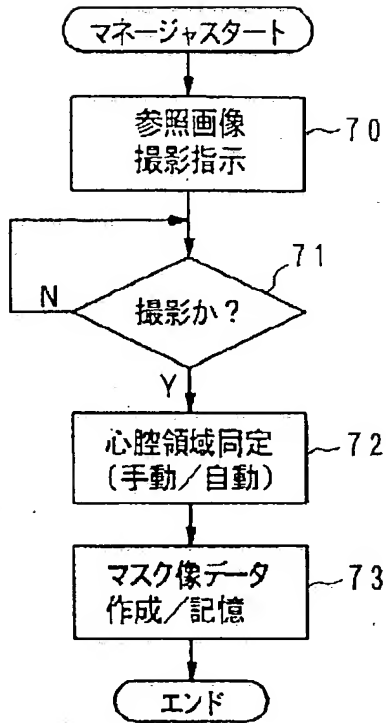
【図 15】



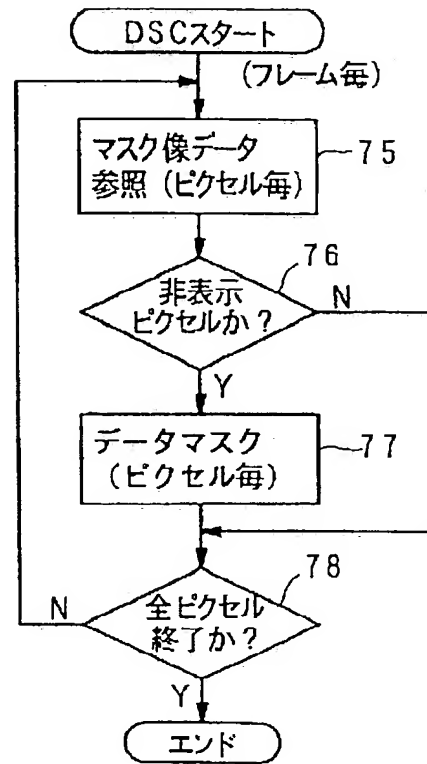
【図16】



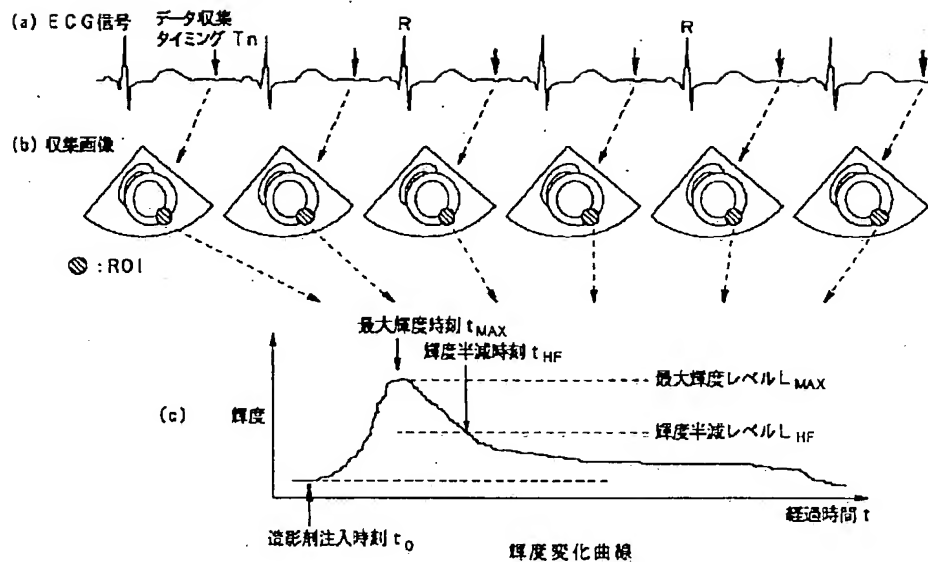
【図18】



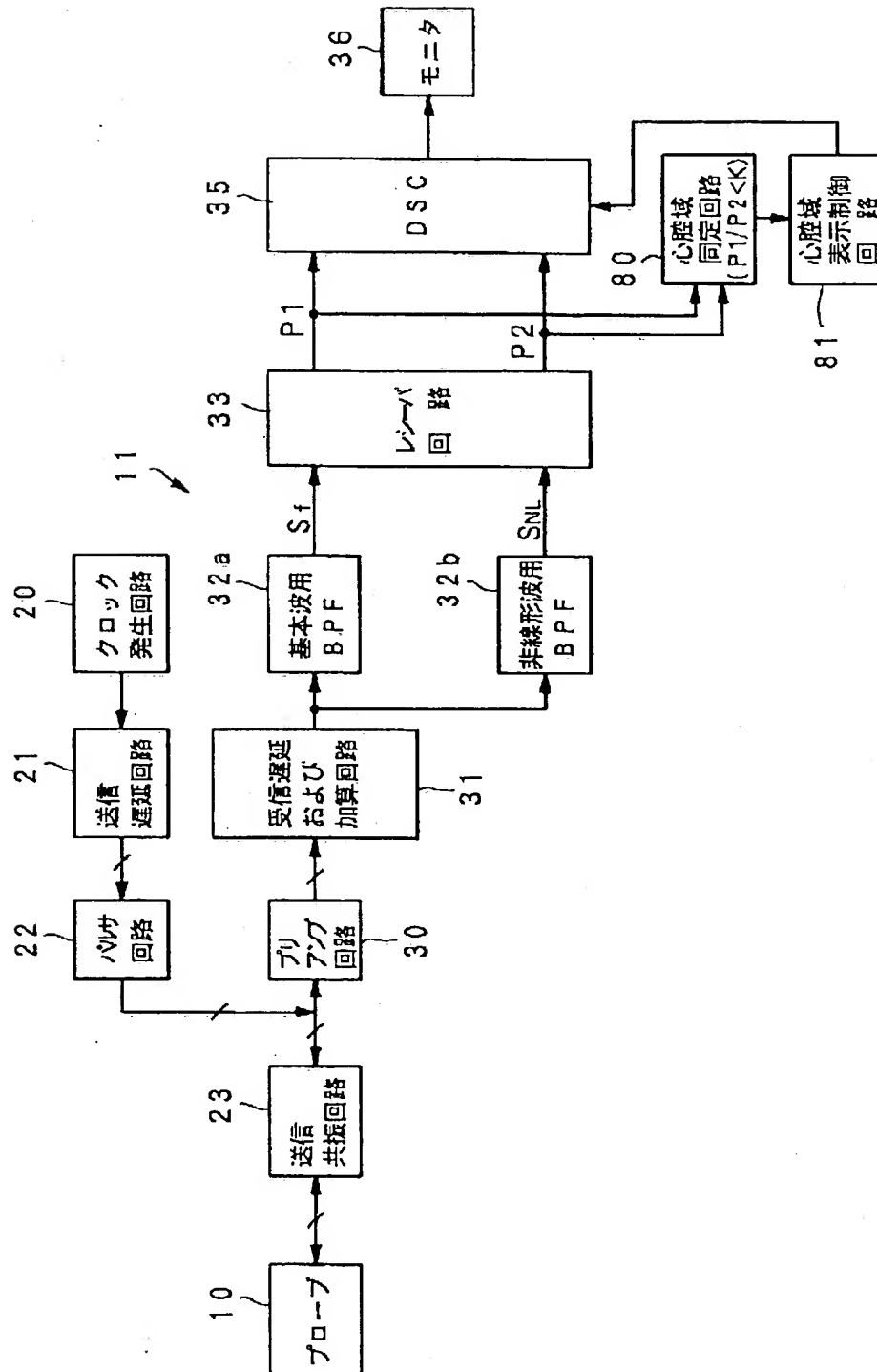
【図19】



【図29】

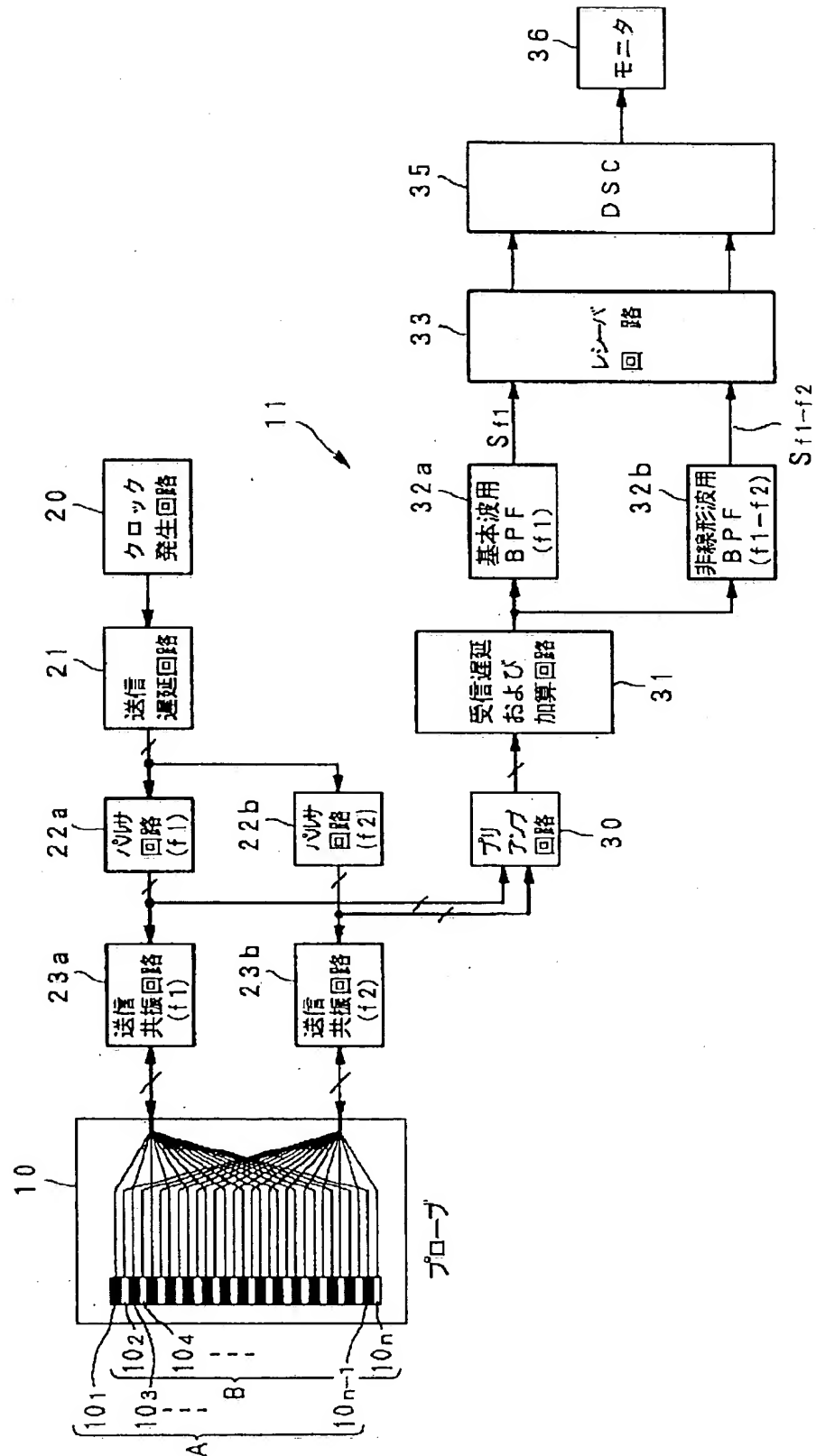


【図21】

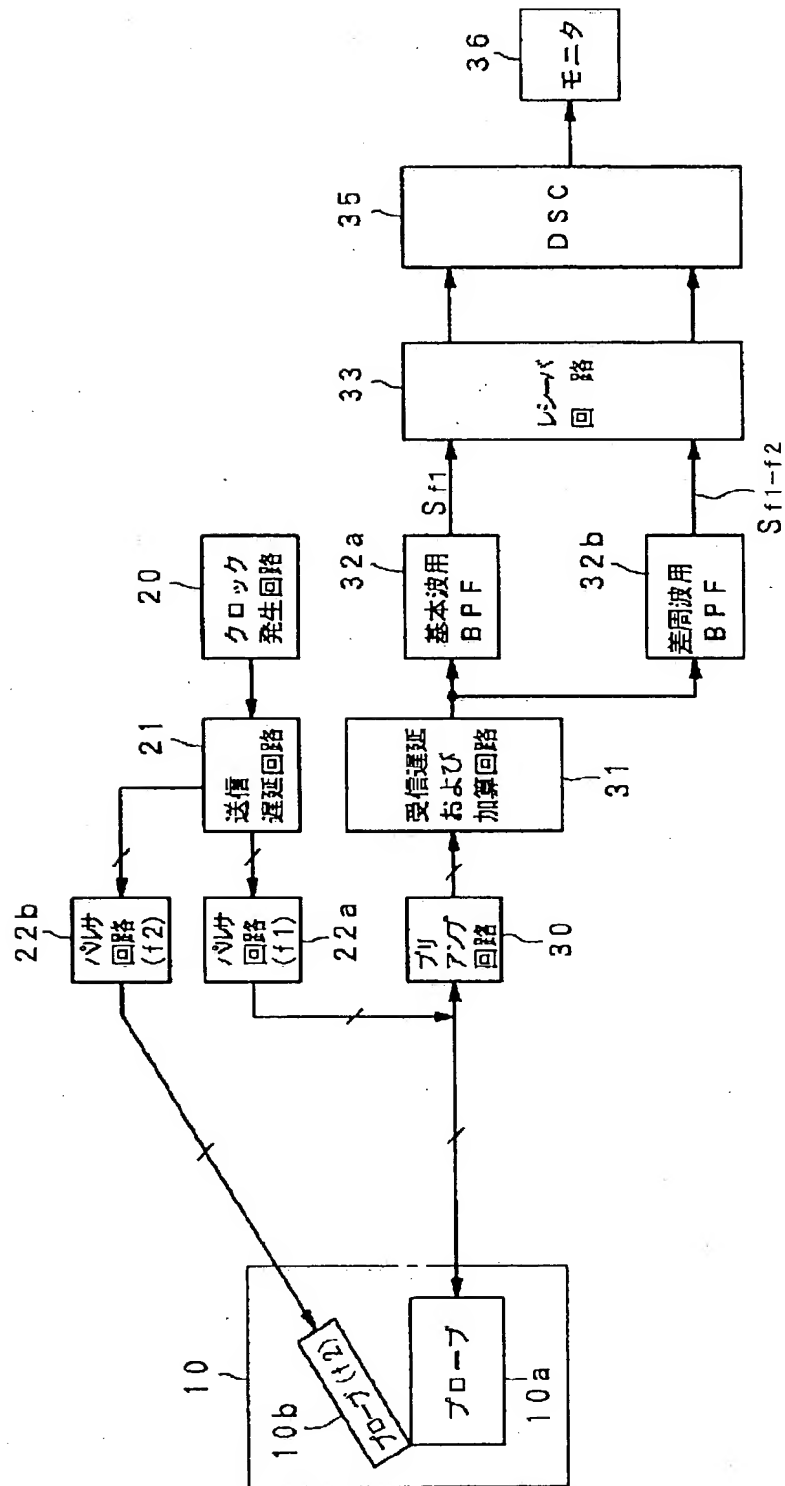




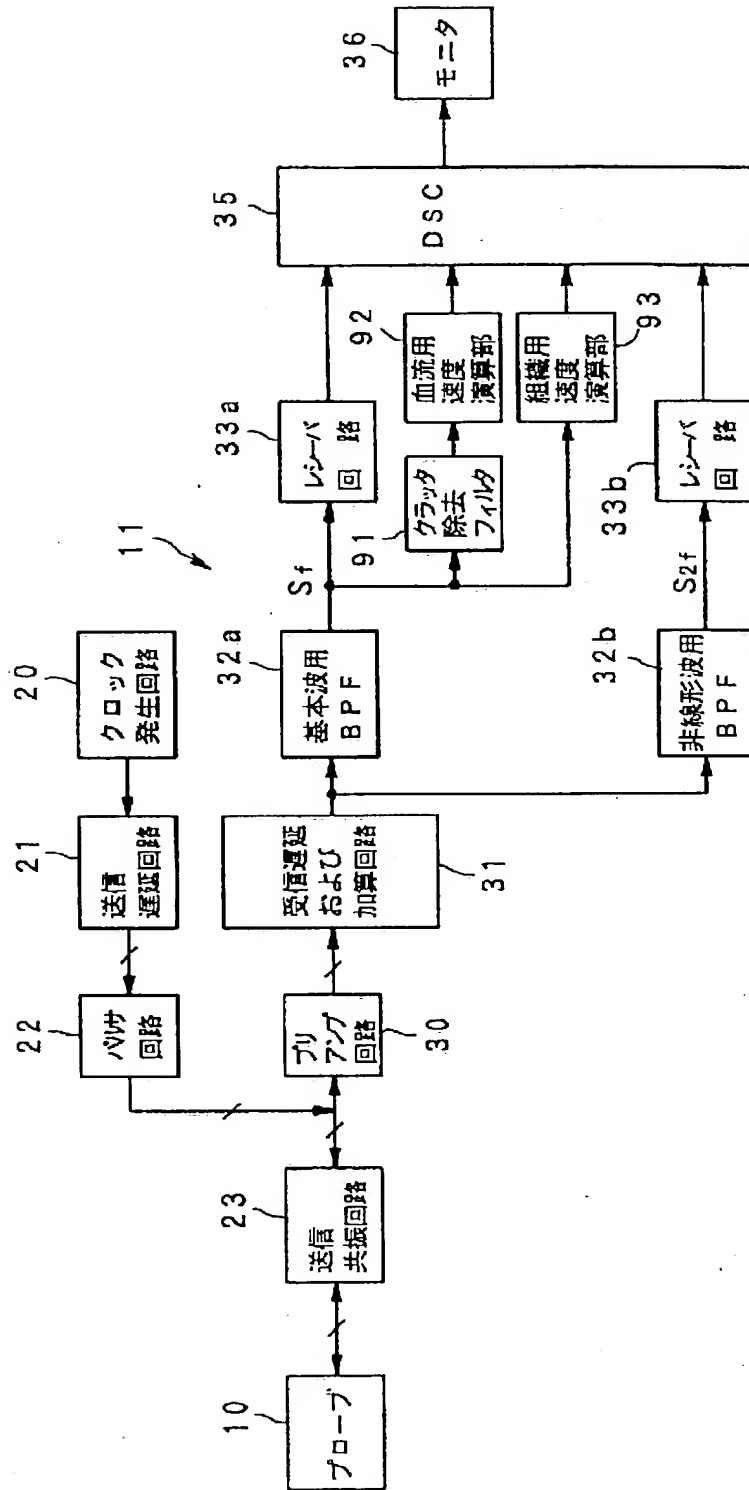
【図 22】



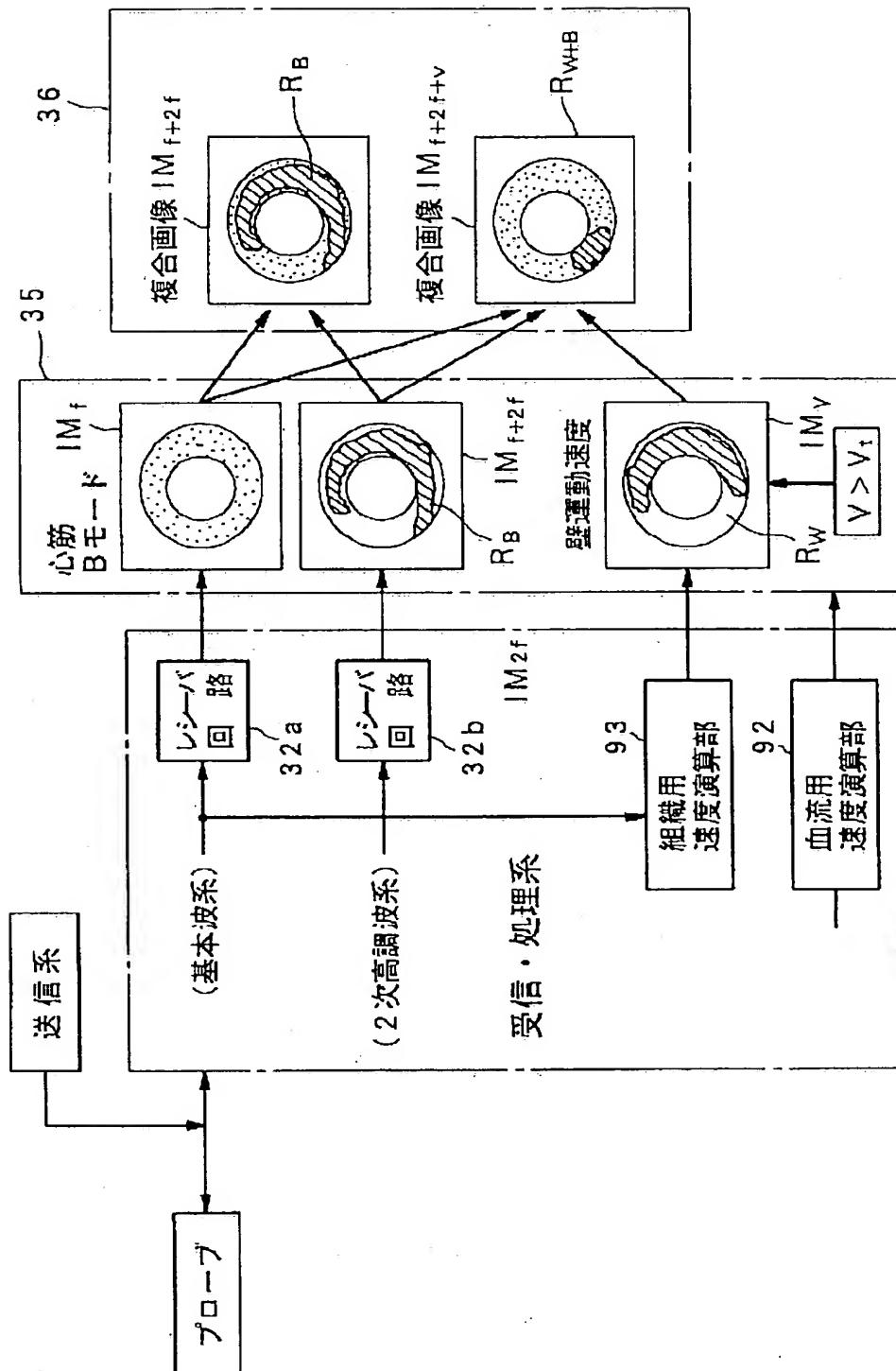
【図 2 4】



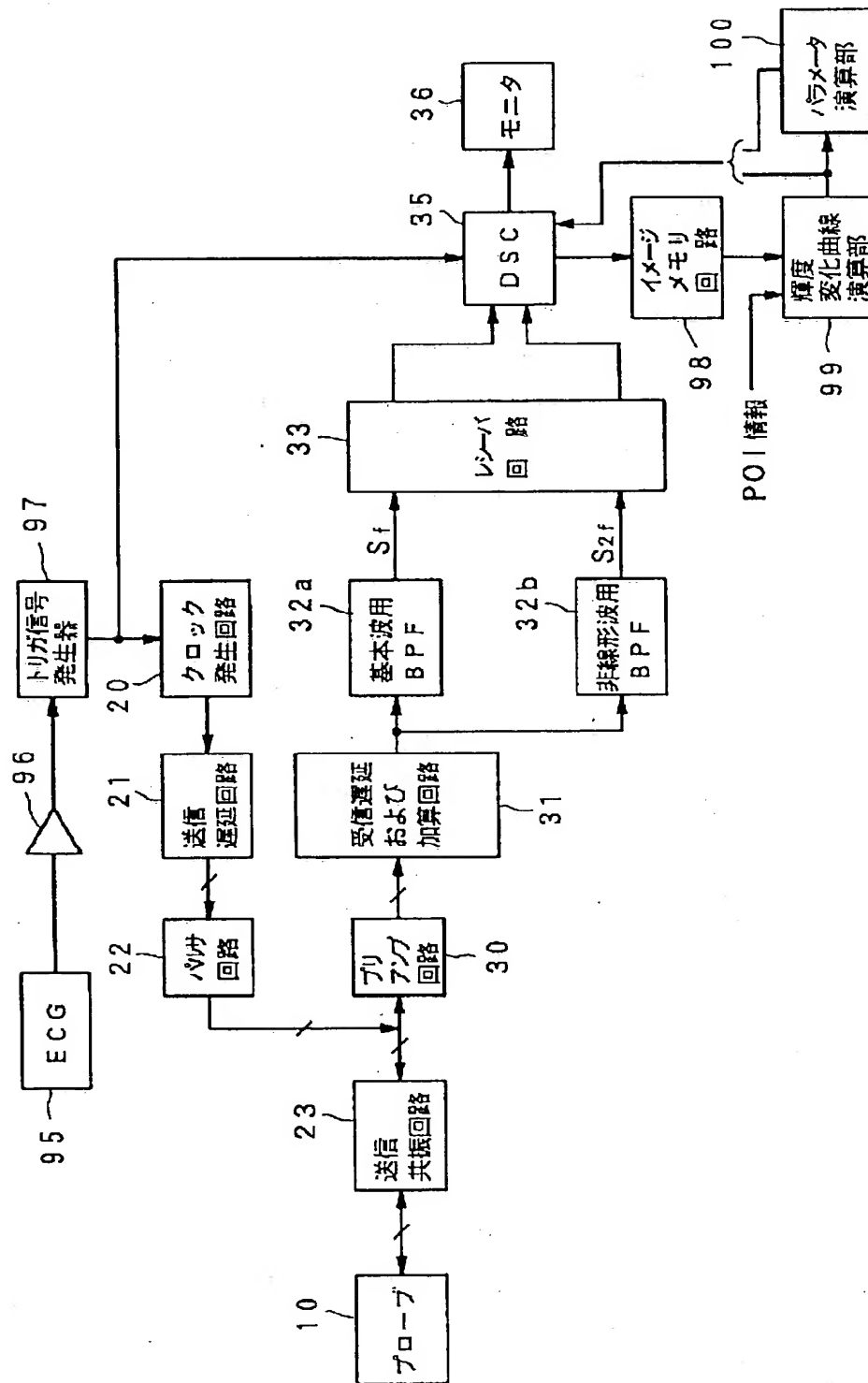
【図 26】



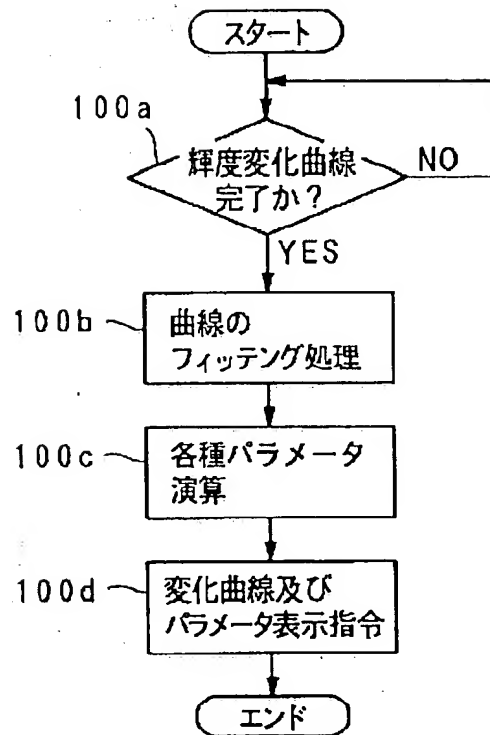
【図 27】



【図 28】



【図 3 0】



【図 3 1】

